

平成 29 年度 博士学位論文

股関節マイクロ牽引が腰下肢部柔軟性に及ぼす影響  
—身体機能および腰痛との関連性—

東亜大学大学院 総合学術研究科  
人間科学専攻 健康・スポーツ科学分野

13HD003

中川達雄

## 目的

### 第1章 序論

第1節 研究の意義	1
第2節 研究の目的	5
第3節 用語の定義	6
第4節 研究の限界	9

### 第2章 文献研究

第1節 牽引療法の現状	15
第2節 牽引療法の先行研究	16
第3節 股関節マイクロ牽引の先行研究	19
第4節 腰痛と腰下肢部柔軟性に関する研究	20
第5節 脊髄の興奮性と筋緊張に関する研究	21
第6節 腰痛と筋緊張に関する研究	22
第7節 腰痛と運動機能に関する研究	23
第8節 歩行と下肢筋力に関する研究	24
第9節 柔軟性と筋力に関する研究	24
第10節 骨盤アライメントと股関節筋力に関する研究	25

第3章 研究課題	30
----------	----

## 第4章 研究課題1：股関節マイクロ牽引が腰下肢部柔軟性に及ぼす影響

### —順序効果を除いた実験デザインによる客観性の検討—

1. 目的	35
2. 方法	35
3. 結果	37
4. 考察	38
図表	41

## 第5章 研究課題2：股関節マイクロ牽引が大腿部筋硬度に及ぼす影響

1. 目的	46
2. 方法	46
3. 結果	48
4. 考察	49
図表	51

## 第6章 研究課題3：股関節マイクロ牽引が脊髄興奮性に及ぼす影響

1. 目的	55
2. 方法	56
3. 結果	58
4. 考察	58
図表	60

## 第7章 研究課題4：股関節マイクロ牽引が非特異的腰痛の腰痛感に及ぼす 即時的効果

1. 目的	65
2. 方法	66
3. 結果	67
4. 考察	70
図表	72

## 第8章 研究課題5：股関節マイクロ牽引が股関節外転力に及ぼす影響

1. 目的	77
2. 方法	78
3. 結果	79
4. 考察	80
図表	82

## 第9章 総括

第1節 結論	85
第2節 研究成果の応用	87
第3節 今後の課題	88
謝辞	89
文献	90

## 第1章 序論

### 第1節 研究の意義

腰痛とは、炎症等により、腰に痛みなどを感じる状態を指す。整形外科では、変形性腰椎症、腰椎圧迫骨折、腰椎椎間板ヘルニア、腰椎分離すべり症、脊柱管狭窄症などと診断される。しかし、Deyo et al. (1992) は、腰痛の原因の85%がX線画像の結果等では異常がみられない「非特異的腰痛」であると報告している。非特異的腰痛は、腰痛症や坐骨神経痛と診断されていることがあり(紺野, 2012)、適切な治療を受けることができない腰痛患者が多数いる。したがって、非特異的腰痛に対する効果的な治療法が必要となる。

腰痛を含めた疼痛に対する治療には、物理療法、徒手療法、運動療法等が用いられている。物理療法は、身体に物理エネルギー(温熱、寒冷、牽引、電気刺激、光線等)を加えることで、血液循環の改善、筋の緊張や痛みを除去、軽減させる療法である。徒手療法は、器械や道具などを一切使わずに素手だけで行う療法である。運動療法は、身体の全体または一部を動かすことで症状の軽減や機能の回復を目指す療法である。日本整形外科学会理学診療委員会(2001)による「腰痛に対する保存療法の適応・処方方針」によれば、牽引療法は、神経症状のある腰痛に対して第1位に挙げられており、神経症状のない場合でも、温熱療法に次ぎ、第2位に挙げられている。さらに牽引療法は、運動療法よりも適応・処方方針として優先されている。諸外国での腰痛に対する牽引療法の調査では、急性期に3%、慢性期に4%、坐骨神経痛を伴った急性期に12%使用されている(Cherkin et al., 1995)。またアメリカでは坐骨神経痛を伴った急性期に19%、慢性期に10%(Battie et al., 1994)、イギリスとアイルランドでは7.1%使用されている(Foster et al., 1999)。牽引療法は、日本をはじめ諸外国でも使用されている治療法である。

牽引療法の効果は、坐骨神経痛を伴う急性腰痛への痛みの軽減 (Larsson et al., 1980) や、骨盤牽引による腰椎椎間板ヘルニアの自覚的症状の改善の有効性を報告している (森山ら, 1992)。カナダ・ケベック州の組織委員会で作成された Quebec ガイドラインでは、牽引療法の期待される効果として脊椎可動域の増加が示されている。

また腰下肢部柔軟性の指標である下肢伸展挙上 (straight-leg raising, SLR) 角度は腰痛保持者で制限されていることが報告されている (吉田・見松, 2005; 小田ら, 2002)。SLR 角度は、仰臥位における水平面と大腿骨軸のなす角度であり、下肢を伸展した状態で他動的にどれだけ挙上できるかをみる指標である。SLR 角度と指床間距離制限が生じると、腰痛発症率が高まることも知られている (阿部ら, 2002)。つまり、腰下肢部柔軟性の低下による代償作用として腰椎骨盤及びその周囲筋への負荷の増加が、腰痛発症の要因であると考えられる。佐藤 (2006) は、腰痛症状の改善と SLR 角度の向上が関連していること報告し、腰痛症状のレベルを評価する指標として SLR 角度を用いることの有効性を示した。さらに、股関節可動域を向上させることで、代償的に生じる腰椎骨盤及びその周囲筋への負荷が減少し、腰痛症状が改善することが報告されている (Lee & Kim, 2015)。つまり、SLR 角度を向上させることで、腰痛症状が改善すると考えられる。

腰痛に対する整形外科やリハビリ、接骨院で用いられる牽引装置を使った牽引療法は、様々な牽引強度で行われている。頸椎牽引の牽引力については、最低 10 kgf を必要とするという報告 (伊藤・木下, 1985) や、体重の 10 分の 1 から開始するものがよいとする報告もある (細川ら, 1984)。一般的には頸椎牽引では 7~20 kgf、腰椎牽引では体重の 1/2~1/3 程度の牽引力の範囲で、20~30 分程度おこない、患者の反応に応じて、徐々に増加させるという方法が多くとられている。しかし、これらの牽引力の設定では、個々の患者に最も効果のある治療とならない可能性がある。現在の牽引療法では、牽引強度、牽引方法、牽引肢位、牽引角度等の設定について最良の基準はなく、適応か否かの判断も不十分である。さらに、牽引強度が強く、高齢者や刺激に

敏感な患者にとっては、負担が大きく、かえって痛みを生じたり、気分が悪くなったりする危険性が指摘されている（白土, 2013）。

従来の牽引法は、10 kgf 牽引前後の比較的高い強度の牽引が用いられているが、それとは別に、小さい力で牽引するマイクロ牽引法という方法がある。マイクロ牽引法（商標第 5580897 号）とは、「患者が牽引されているということを自覚しない程度の微小な牽引力を用いて、神経学検査、整形学検査、画像診断などでは解明できない関節の痛み、運動異常などの関節症状を治療する方法」である。Mennell(1964) が著した『Joint Pain』の中で述べられている股関節における関節の遊び運動検査法（joint play examination of hip joint）の一つ長軸伸張検査法を、中川貴雄が股関節機能障害の治療法として応用、改変したものである（写真 1）。長軸伸張検査法とは、足部を把持し、股関節を長軸方向に牽引し股関節可動性を検査する方法である。マイクロ牽引法は、長年、腰痛や股関節障害の治療法として臨床で用いられ、腰痛や股関節障害の症状を改善させる効果を上げてきた。臨床現場では、股関節や腰背部に疼痛や異常を抱え、柔軟性の低下や腰痛を訴える患者が、股関節マイクロ牽引の施術後、「股関節の柔軟性が向上した」「腰痛が軽減した」「股関節の痛みがなくなった」「足に力が入りやすくなった」などの主観的な改善を訴えることが多い。しかし、この方法は徒手的に行う徒手牽引のため、定量的に評価することが難しく、その効果の客観的評価が求められている。マイクロ牽引法による効果が明らかになれば、高齢者や、従来の強い力を用いた牽引療法、ストレッチングのように関節を動かすことに敏感な患者に適應することができる。牽引強度が 1 kgf と低く、安全性が高いため、より多くの患者に適應できる可能性を持っている。また、現在の医療現場で定着している「牽引療法には、強い牽引力が必要である」という概念をくつがえす可能性がある。

股関節マイクロ牽引法を用いた先行研究では、股関節牽引を異なる牽引力（0, 1, 5, 10 kgf）で施行し、SLR 角度を評価している（中川ら, 2011）。その結果、マイクロ牽引に相当する 1 kg 条件において、可動域の有意な増加が認められた。また中川ら

(2012) は、股関節牽引を異なる牽引力 (0, 1, 10 kgf) で施行し、1 kgf の牽引力が SLR 角度と体幹前屈動作を改善させることを明らかにしている。さらに、安静立位による胸椎の後弯角度が有意に減少し、前屈位での腰椎屈曲可動域が有意に増加することを示した。(中川ら, 2013)。股関節周囲の軟部組織は図 1 に示すように、骨盤と大腿骨に付着する。したがって、SLR 角度の制限因子は、ハムストリングス、殿筋等の股関節周囲筋や靭帯、脊柱起立筋等の背部筋の緊張である。股関節マイクロ牽引では、これらの制限因子が改善され、体幹の前屈動作に伴う椎間関節の可動域も向上すると考えられる。つまり股関節マイクロ牽引の施行は、股関節周囲筋を弛緩させ、腰下肢部柔軟性を向上させていることが考えられる。

股関節マイクロ牽引は、股関節周囲筋や靭帯、関節包を弛緩させると考えられ、その作用機序の 1 つとして股関節の整合性の向上が考えられる。股関節の整合性とは、股関節を構成する骨盤寛骨臼と大腿骨頭の位置関係である。この位置関係が本来あるべき位置に戻ることで、股関節の整合性が向上すると考えられる。もう 1 つとして、股関節の関節受容器入力による脊髄運動ニューロンの興奮性の抑制が考えられる。脊髄運動ニューロンの興奮性は、抑制されると筋は弛緩し、興奮性が増すと筋は緊張する。つまり、股関節マイクロ牽引による関節受容器入力で股関節周囲筋が弛緩しているのであれば、脊髄運動ニューロンの興奮性が抑制されると考えられる。したがって、大腿部の筋硬度に及ぼす影響と脊髄運動ニューロンの興奮性に及ぼす影響を検討する必要がある。

また股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上は、腰痛の原因の 1 つである股関節可動域制限を改善させるため、腰椎骨盤及びその周囲筋への代償的なストレスを減少させ、腰痛症状が改善すると考えられる。さらに、股関節の整合性が向上し、股関節可動域制限が除去されることで、股関節周囲の軟部組織のスティッフネスが改善し、骨盤アライメントを中間位に適正化させると示唆される。骨盤アライメントとは、前傾・後傾、内旋・外旋、挙上・下制方向の位置に骨盤が置かれることである。

山田ら（2004）は、矢状面における骨盤傾斜角度の変化と股関節外転力について検討し、前傾位と後傾位と比較し、中間位で筋力が最も高くなることを報告している。そのため、股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上は、股関節筋力に影響することが考えられる。

股関節マイクロ牽引の腰下肢部柔軟性の向上がなぜ起こるのか、それに伴う腰痛症状や身体機能に及ぼす効果が解明されれば、体力医学分野、リハビリテーション分野に、新しい視点を与えることになる。特に股関節マイクロ牽引の利点は、牽引強度が1 kgf と非常に負担が少なく、患者が牽引されていることをほとんど感じずに、リラックス状態のまま牽引が行えることにある。

## 第2節 研究の目的

股関節マイクロ牽引法に関するこれまでの研究成果では、1 kgf 牽引による SLR 角度の向上（中川ら, 2011）、体幹前屈動作の向上（中川ら, 2012）、脊柱可動域の向上が報告されている（中川ら, 2013）。つまり、股関節マイクロ牽引は、SLR 角度や体幹前屈の向上に貢献し、腰下肢部の柔軟性を改善させていることを意味する。しかし、先行研究における SLR 角度測定は、同一検者による測定であり、検者間に生じる関節可動域の測定誤差や客観性の問題が考えられる。また先行研究の牽引は、1 kgf 牽引、10 kgf 牽引の順序で行われているため、順序効果の影響も考慮されていない。したがって、これらの要因について検討し、股関節マイクロ牽引の SLR 角度に対する効果の客観性を示す必要がある。

また、股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の改善の要因の1つは、股関節の整合性の向上による、股関節可動域制限因子の除去であると考えられる。制限因子は、大腿部筋や股関節周囲筋のいずれかの筋や関節包の緊張であり、腰下肢部柔軟性の向上には、これらの緊張が弛緩していると考えられる。つまり、弛緩作用を持つのであれば、それら筋群の筋硬度にも影響すると考えられ、どの筋に弛緩作用が及んでいる

のかを検証する必要がある。

筋の弛緩作用は、ストレッチングでは、関節を伸張したときに筋・腱が伸ばされゴルジ腱器管、刺激に骨板を受容し、求心性 Ib 線維を介して脊髄後角までインパルスが伝播され、介在ニューロンが、脊髄運動ニューロンの興奮性を抑制することで起こる（鈴木, 2013）。股関節マイクロ牽引が関節受容器入力に作用し、股関節周囲筋が弛緩したのであれば、脊髄運動ニューロンの興奮性は抑制すると考えられる。つまり、筋の弛緩作用の機序を解明するために中枢神経系の指標である脊髄運動ニューロンの興奮性を検証する必要がある。

腰痛保持者の股関節可動域は制限されていることが多く（吉田・見松, 2005；佐藤, 2006；小田ら, 2002）、股関節可動域の改善させることで、腰痛症状が改善することが報告されている（Lee & Kim, 2015）。つまり、股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上は、腰痛症状を改善させることが考えられる。腰下肢部柔軟性の向上は、ハムストリングス、殿筋等の股関節周囲筋や靭帯、脊柱起立筋等の弛緩作用であることから、大腿骨と骨盤を連結している筋群にも影響していると考えられる。このことは、骨盤アライメントの適正化にもつながり、股関節筋力が向上する可能性がある。

本研究の主要な目的は、股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上の客観性を検討し、その発生機序および腰痛と股関節筋力に及ぼす影響を明らかにすることであった。

### 第3節 用語の定義

#### 1. 股関節マイクロ牽引

「マイクロ牽引法」（商標第 5580897 号）とは、従来、広く行われている通常の牽引法とは異なり、「患者が牽引されているということを自覚しない程度の微小な牽引力を用いて、神経学検査、整形外科検査、画像診断などでは解明できない関節の痛み、運動異常などの関節症状を治療する方法」である。牽引強度は 1 kgf 程度の力で行う。

この牽引法の名称は、宝塚医療大学保健医療学部教授の中川貴雄が通常の牽引法と区別するために命名したものであり、40年以上臨床で応用している治療法の一つである。Mennell(1964)が著した『Joint Pain』の中で述べられている股関節における関節の遊び運動検査法(joint play examination of hip joint)の一つ長軸伸張検査法を、中川貴雄が股関節機能障害の治療法として応用、改変したものである(写真1)。写真1のように、足部を把持し、末梢方向に約1kgf程度の力で牽引する徒手牽引である。

## 2. 非特異的腰痛

非特異的腰痛は、画像検査などでも原因が特定できない腰痛のことであり、腰痛の大半を占める(日本整形外科学会・日本腰痛学会, 2012)。この非特異的腰痛は、いわゆるぎっくり腰やストレスが原因となっているものを含み、全体の85%を占めると報告されている。

## 3. 腰下肢部柔軟性

腰下肢部柔軟性とは、腰部から下肢後面の柔軟性のことである。ハムストリングスのタイトネステストや腰下肢痛の評価指標であるSLR角度が腰下肢部柔軟性の評価として用いられている。SLR角度は下肢が伸展した状態で、膝が屈曲しないように注意しながら、他動運動で最終可動域の抵抗感が生じるまで挙上する方法である。

## 4. 骨関節疾患

骨関節疾患とは骨や関節の異常や変形によって発症する疾患で、含まれる疾患の種類は多数ある。代表的なものは、変形性膝関節症のほか、変形性股関節症、肩関節周囲炎、変形性腰椎症、骨粗鬆症、頸椎症などである。この骨や関節が変形したり、炎症を起こしたりすることで関節が動かなくなり、日常生活に支障をきたすようになる。

## 5. 保存療法

保存療法とは、整形外科疾患では人体を傷付けず、出血させずに治療する方法の総称である。出血させて治療する観血的療法とは反対である。

## 6. 牽引療法

牽引療法とは、骨折の整復と固定、脱臼の整復、関節疾患に対する関節の安静、疼痛の緩解、変形、拘縮の予防と矯正等、脊椎疾患に対する局所の安静と免荷させる治療法である。

## 7. 長軸伸張検査法

Mennell (1964) が著した『Joint Pain』の中で述べられている股関節における関節の遊び運動検査法 (joint play examination of hip joint) の一つが長軸伸張検査法である。患者の足部を把持し長軸方向に牽引し、股関節可動性が有るか無いかを徒手で評価する方法である。

## 8. エンドフィール

エンドフィールとは、関節可動域測定時の最終可動域で検者が感じる抵抗感のことである。

## 9. 仙腸関節・椎間関節

仙腸関節は、骨盤を構成する仙骨と腸骨をつなぐ関節である。椎間関節は脊柱の関節で、上の椎骨の下関節突起と下の椎骨の上関節突起との間にある平面関節である。骨盤周辺の解剖を図 1 に示す。

## 10. 筋硬度

筋硬度とは、筋の弾性や筋緊張の評価として、治療の評価やストレッチングの効果判定などに用いられている指標である。この筋硬度を定量的に測定できる方法として筋硬度計があり、一定の圧迫力で押したときの嵌入距離で除することで筋のスティッフネスを算出する方法が用いられている。スティッフネス値が大きいほど、剛性が高く、物質として硬くなっていることを意味する（中村ら，2013）。

## 11. 脊髄の興奮性

$\alpha$ 運動ニューロンが興奮すると運動単位に含まれる筋線維が収縮し、 $\alpha$ 運動ニューロンが抑制させると運動単位に含まれる筋線維が弛緩する。電気刺激で神経を刺激し、筋から得られる複合活動電位を解析する方法が、誘発筋電である。電気刺激で生じた $\alpha$ 運動神経線維の興奮は末梢側（筋側）と中枢（脊髄側）の両方に伝導する。末梢側へ伝導した活動電位は筋線維を興奮させる。その興奮で生じた波形をM波である。

F波は、運動神経に強い電気刺激を与えたとき、刺激された全ての運動神経の軸索を逆行性に伝導し、脊髄前角細胞の軸索小丘の一部分で再発火したのちに、支配筋から得られる複合活動電位である。F波は脊髄を経由する波形であるために、F波潜時から中枢側の神経伝導障害を評価することが可能である（鈴木・才藤, 2000）。

## 12. 骨盤アライメント

骨盤は、左右の腸骨と仙骨で構成されている。骨盤アライメントとは、前傾・後傾、内旋・外旋、挙上・下制方向のどの位置に骨盤が置かれているかの指標である（図2）。

## 第4節 研究の限界

### 1. 被験者による限界

本研究における被験者は、18～23歳までの健常男性である。よって女性、幼児、高

年齢者、刺激に敏感な者に対しても同様の結果が得られるとは言及できない。研究課題 4 の対象者は、片側性の非特異的腰痛保持者のため、変形性腰椎症、腰椎圧迫骨折、腰椎椎間板ヘルニア、腰椎分離すべり症、脊柱管狭窄症が原因の腰痛症状に対しても同様の結果が得られるとは言及できない。

## 2. 牽引方法の限界

本研究の牽引条件で用いる 10kgf 牽引の牽引時間は 20 秒間である。牽引強度は一般的な牽引療法と同等であるが、牽引時間が一般的な牽引療法は 20 分～30 分間であるため、本研究の 10kgf 牽引は牽引時間が短い。そのため、一般的な牽引療法との比較には牽引時間の違いから評価できないという限界がある。また 1 kgf～10 kgf 牽引の間の牽引強度についても評価できないという限界がある。

## 3. 測定方法による限界

本研究における腰下肢柔軟性の評価は、股関節の屈曲方向への可動域指標である「SLR 角度」のみで評価しており、他の股関節の可動域については検討していないという限界がある。

筋硬度は、皮膚、皮下脂肪、筋の弾性係数が異なる組織の総合的な硬さを求めているのであって、筋そのものの硬さを検出していない（村木ら, 2009）。

$\alpha$  運動ニューロンの興奮性を F 波を用いて評価しているが、F 波の測定は牽引中ではなく、牽引前と牽引直後の値を用いて評価しているという限界がある。つまり牽引施行中に変化がある可能性がある。

腰痛感や体幹前屈時の疼痛感は、視覚的アナログ尺度 (Visual Analogue Scale, VAS) で評価している。VAS は一人の対象者を継時的にみて比較することは有効であるが、対象者により最大値の捉え方が違うことから、対象者間での比較では信頼度が低いという限界がある (Strong et al., 2002)。

本研究における股関節外転力の評価は、股関節軽度 20°屈曲位での外転力を測定している。股関節外転には、主に中殿筋、小殿筋、大腿筋膜張筋が作用し、股関節屈伸中間位では中殿筋、小殿筋が主に作用し、股関節屈曲位になるにつれて大腿筋膜張筋が有効に作用すると報告されている(対馬, 2001)。よって外転力で作用している筋は、限定できないという限界がある。

#### 4. 統計手法による限界

本研究のデータは、パラメトリック手法を用い、母集団のデータが正規分布することを前提に統計処理される。統計的有意水準は、5%未満とした。

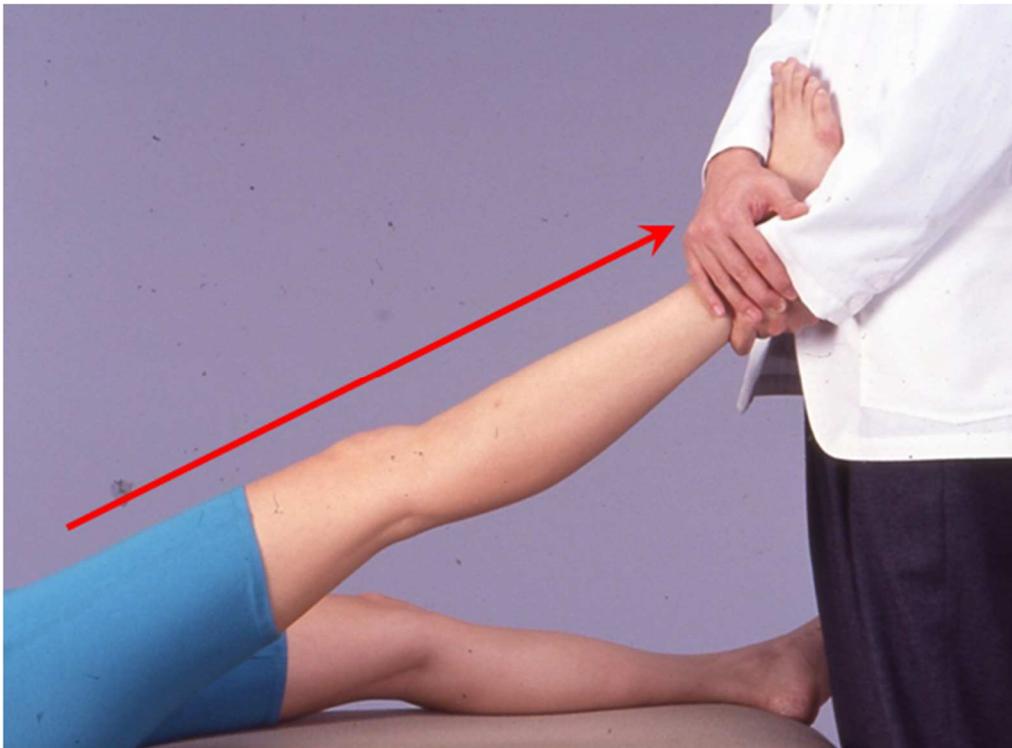


写真 1. 徒手による股関節マイクロ牽引法（出典：中川ら(2010).

日本カイロプラクティック徒手医学会誌より転載許可を得て引用)

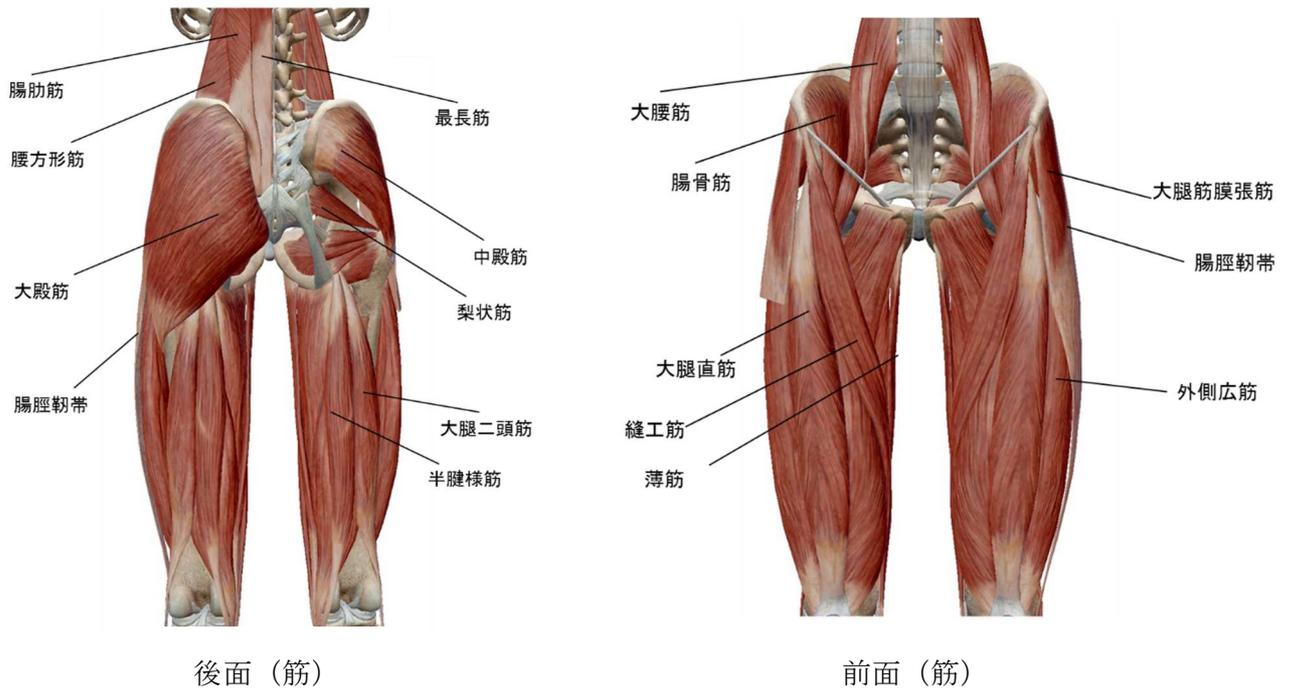
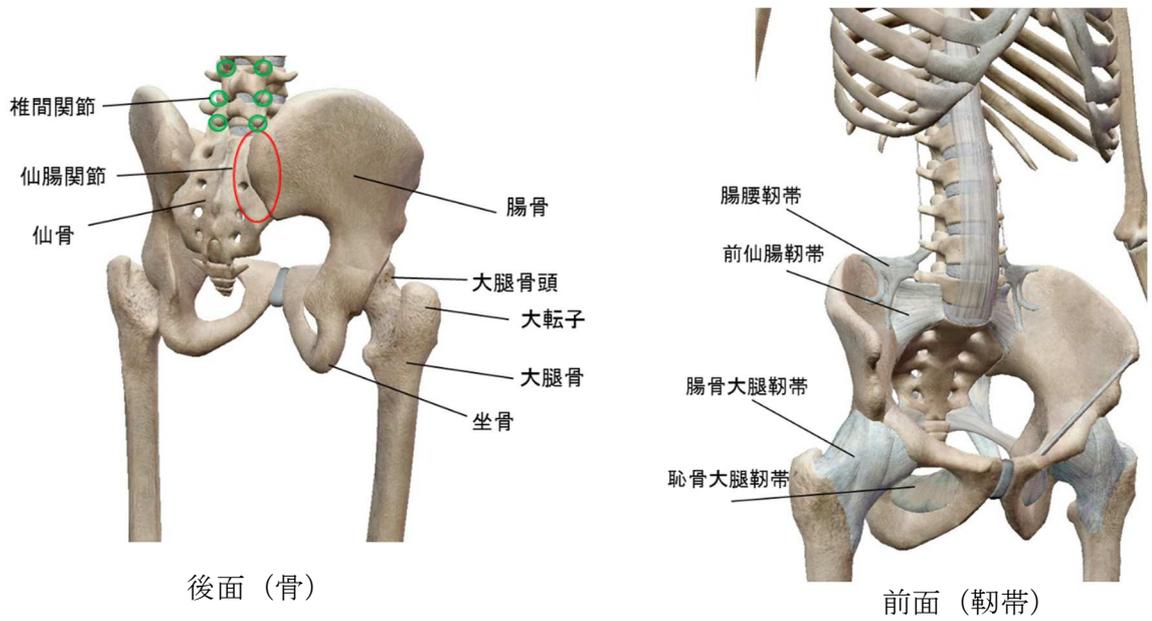


図 1. 骨盤周囲の解剖図

(出典: ヒューマン・アナトミー・アトラス 2018 エディション (© Argosy Publishing)

を改変して記載)

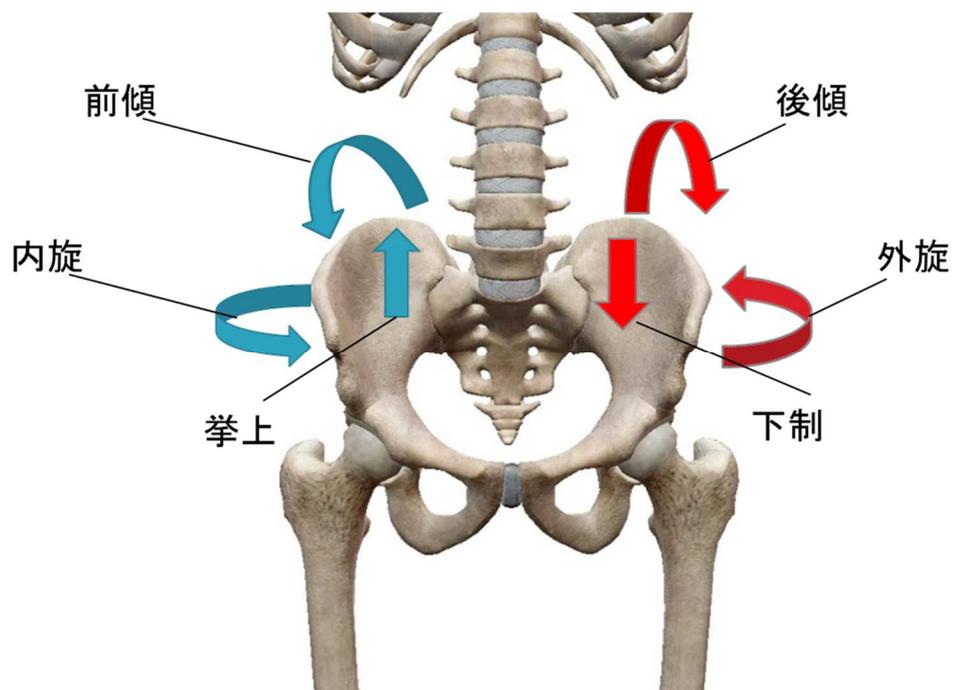


図 2. 骨盤アライメント

((出典：ヒューマン・アナトミー・アトラス 2018 エディション (© Argosy Publishing)

を改変して記載)

## 第2章 文献研究

### 第1節 牽引療法の現状

疼痛に対するリハビリテーションとして、現在、物理療法、徒手療法、運動療法等が実施されている。日本整形外科学会理学診療委員会（2001）による「骨関節疾患に対する保存療法（理学療法、作業療法、物理療法）の実態調査報告」の腰痛に対する保存療法の適応・処方方針では神経症状のある腰痛に対して牽引療法が第1位に挙げられており、神経症状のない場合でも、温熱療法に次ぎ、第2位として牽引療法を挙げられている。さらに、牽引療法は運動療法よりも適応・処方方針として優先されている。諸外国での腰痛に対する牽引療法の調査では、急性期に3%、慢性期に4%、坐骨神経痛を伴った急性期に12%使用されている（Cherkin et al.,1995）。またアメリカでは坐骨神経痛を伴った急性期に19%、慢性期に10%（Battie et al.,1994）、イギリスとアイルランドでは7.1%使用されている（Foster et al., 1999）。長い歴史のある牽引療法は腰痛に対する適応として、本邦をはじめ各国で使用されている。しかし、日本の腰痛診療ガイドライン 2012 では、牽引治療は腰痛に対して有効であるエビデンスが不足しているとし、診断基準を満たすエビデンスがない、あるいは複数のエビデンスがあるが結論が一様ではない「Grade I<sup>(注1)</sup>」と評価されている。

整形外科やリハビリ、接骨院で用いられる牽引装置を使った牽引は、頸椎牽引の牽引力については、最低10 kgfを必要とするという報告（伊藤・木下, 1985）や、体重の10分の1から開始するものがよいとする報告もある（細川ら, 1984）。一般的には頸椎牽引では7~20 kgf程度の範囲で、20~30分程度おこない、患者の反応に応じて、徐々に増量するという方法が多くとられている（鳥巣ら, 2005）。また山之内・浅見（2011）は、目的別牽引療法の推奨設定条件を表1のように示している。しかしこれらのガイドラインによる牽引力や牽引時間の設定では、個々の患者に合った最も効果のある治療よりも平均的な治療が優先される可能性がある。また考えられるリスクは、

頰椎牽引では、上位頰椎の不安定性損傷の場合、牽引により神経損傷を招きやすいことや、頰椎の過度の牽引は、頰部の不快感や皮膚障害をおこすことである (Andrew, 1983)。腰椎牽引では、過度の牽引により傍脊柱筋の痙縮や皮膚障害が生じることがあり、注意を要する (緒方, 1986)。治療では個々の患者の特徴や障害を捉えた上で最善の方法を施行することが重要であると考えられる。ガイドラインによる牽引力や牽引時間の設定の牽引療法では、牽引強度が強く、高齢者や刺激に敏感な患者にとっては、負担が大きく、危険性もあると考えられる。

## 第2節 牽引療法の先行研究

牽引療法に関する基礎的研究では、頰椎では X 線学的検討を中心としたものが比較的多く見られる。Jackson (1977) は、9.1~11.3kgf の牽引力で椎間孔の拡大を認めたと述べ、頰椎牽引療法の作用機序の一つに頰椎柱の伸張が考えられる。また一方、頰椎牽引の作用機転を X 線学的な変化だけでとらえるのではなく、牽引が頰椎周囲筋に及ぼす影響や筋収縮が牽引に与える影響についても検討が加えられている。Bard & Jones (1964) は、随意的筋収縮のもとでは 25 kgf の牽引力を加えても X 線的变化を見ないことがあると述べ、また Goldie & Reichmann (1977) は、15.3 kg の高牽引力でも X 線学的に椎間板高の開大を見ない症例が多いことを認め、牽引中に頰椎周囲筋が収縮するためではないかと推察した。岡崎ら (1969) は牽引力を増していくと頰椎脊柱の長さが短縮する傾向を示す症例があることを見出し、頰椎周囲筋の反射的筋収縮の可能性を示唆した。また澤田 (1996) の頰椎牽引時における頰椎周囲筋の反応に関する研究では、筋活動を強く惹起した牽引方向の場合にはかえって椎間板高の狭小化を認め、牽引中の頰椎周囲筋には十分な弛緩が得られていることの必要を報告した。また Chang et al. (2012) は、3つの異なる力 (体重の 5%、15%、25%) での頰椎牽引前後での、血圧および心拍数変動の変化について検討し、体重の 15% および 25% の牽引力で低下が認められ、心血管系疾患患者に対しては注意深く使用すべきと

報告した。骨盤牽引については、Nosee (1978) は牽引中の腰部傍脊柱起立筋の筋活動量と腰椎の伸張との間には非常に強い負の相関関係があることを報告した。

腰椎牽引療法に関しては、体重の 1/3 の牽引力による腰椎牽引療法後に腹臥位での脊柱起立筋の筋硬度の有意な減少と総ヘモグロビン量の有意な増加を認めている (矢吹ら, 2005; 添田ら, 2006)。また牽引療法による離開に伴う椎間板内圧の変化については減少すると報告されている (佐藤・菊池, 2000)。しかし変性した椎間板では内圧が減少しているため、牽引による椎間板内圧の減少自体が症状を改善するものではないとしている。また菅原・金原 (2006) は、体重の 20%・40%・50%牽引力の間歇牽引療法を行い、体重の 20%・40%牽引力では関節可動域の改善を認めたが、体重の 50%牽引力では改善が認められなかったと報告した。

牽引療法の腰痛に対する効果機序は、椎間関節周囲の軟部組織の伸張、椎間板・椎間関節の変形・変位の矯正、椎間関節の離開、椎間孔の拡大、椎間板内圧の陰圧化と椎体前縦靭帯の伸張による膨隆髄核<sup>(注2)</sup>の復位化、そして攣縮筋<sup>(注3)</sup>の弛緩マッサージ的效果による循環改善・促進が考えられている (伊藤ら, 1991)。腰痛に対する牽引療法の効果は、坐骨神経痛を伴う急性腰痛の有効性 (Larsson et al., 1980) や、骨盤牽引の腰椎椎間板ヘルニアの自覚的症状の改善の有効性を報告している (森山ら, 1992)。また Quebec (1987) によるガイドラインでは牽引療法の期待される効果として脊椎可動域の増加を挙げている。一方、Cameron (2010) は、坐骨神経痛の患者に対する牽引療法では、長期、短期の牽引療法とプラセボ、未治療との間に差がないことや、理学療法に牽引療法を併用しても効果に違いがないことを報告しており、牽引療法の有効性を疑問視している。また慢性腰痛に関しては有効であるとは言えないことが報告されており (Koes et al., 1992a; van der Heijden et al., 1995)、慢性腰痛に対する牽引療法の効果に関しては、適切な研究が欠如していることが、メタ分析の結果から指摘されている (Koes et al., 1992b; van Tulder et al., 1997)。

これらの研究の多くは、牽引療法のガイドラインに基づいた牽引方法、牽引力、牽

引時間等に設定し、検証を行っているが、評価が別れている。この要因について山内ら（2011）は、①牽引療法が多種・多様であること、②牽引の方法が確立していないこと、③評価の方法が統一されていない、④牽引療法が単独の治療として行われることが少ないことを述べている

一方で、低牽引力による治療効果についての報告はいくつかある。Beurskens et al.（1997）は、高牽引力（体重の 35%以上）と低牽引力（体重の 20%以下）の 2 群による 12 週間および 6 カ月後の比較検討を行い、両群とも腰痛の主観的評価や可動域や休職期間において、50%程度の治療効果を認め、両群に差は認められなかったと報告した。国安・古我（2007）は、頸椎牽引で、5kgf、10kgf、15kgf 牽引の中で、頸部傍脊柱筋の皮膚血流量の変化から、5kgf 牽引が効果的であったと報告している。また 5 kgf 牽引と 10 kgf 牽引において、牽引前後の頭板状筋の筋厚の変化率を比較し、5 kgf 牽引にて変化率の増加を認めたと報告している（国安, 2013）。また金原ら（2005）は、腰椎の間欠牽引を高牽引力（体重の 50%）と低牽引力（体重の 20%）で施行し、腰椎分節可動性において、低牽引力では可動性が増加し、高牽引力では、可動性が減少することを報告した。これらは低牽引力での効果を示すものであり、牽引療法における高牽引力の効果は疑わしい可能性がある。

股関節の牽引療法に関しては、進行期・末期の変形性股関節症で、股関節外転筋力増強運動が痛みにより不可な患者に対して、股関節・膝関節軽度屈曲位にて牽引力 15 kgf で 10 秒間牽引し 10 秒間休止し、計 15 分間牽引を行い、痛みの軽減を認めたと報告（西上ら, 2009）や、Hoeksma et al.（2004）は、徒手療法の一つとして股関節牽引を施行し、運動療法群よりも痛みや関節可動域が改善したと報告し、その効果機序として関節内圧の低下を挙げている。しかし、Tarasevicius et al.（2007）は進行期の変形性股関節症では関節内圧はむしろ低下していることを報告している。また、山本ら（2001）は股関節牽引療法時の股関節関節裂隙拡大群と不変群では両群とも痛みは有意に低下し、痛みの低下率に有意な差はなかったと報告していることから、

股関節牽引療法の効果機序として関節内圧が影響しているかは明らかでない。Skyba et al. (2003) は関節炎ラットに対して関節モビリゼーション (mobilization) を施行し、痛みの軽減効果として下行性疼痛抑制系の関与を挙げている。下行性疼痛抑制系とは、脊髄よりも上位にある脳幹部から脊髄後角に下行、痛覚情報の中樞神経系への入り口である脊髄後角で痛みの伝達を抑制することである。股関節牽引療法の効果機序として関節モビリゼーションと同様の下行性疼痛抑制系が関与している可能性が考えられるが、股関節牽引療法の効果機序については未だ明確ではないと報告している (Skyba et al, 2003)。

### 第3節 股関節マイクロ牽引の先行研究

本研究で用いるマイクロ牽引法とは、従来、広く行われている通常の牽引法とは異なり、「患者が牽引されているということを自覚しない程度の微小な牽引力を用いて、神経学検査、整形学検査、画像診断などでは解明できない関節の痛み、運動異常などの関節症状を治療する方法」である。この牽引法の名称は、宝塚医療大学保健医療学部教授の中川貴雄が通常の牽引法と区別するために命名したものであり、40年以上臨床で応用している治療法である。Mennell (1964) が著した『Joint Pain』の中で述べられている股関節における関節の遊び運動検査法 (joint play examination of hip joint) の長軸伸張検査法を、中川貴雄が股関節機能障害の治療法として応用、改変したものである (写真 1)。この「マイクロ牽引法」は、患者によって多少異なるが、おおよそ 1 kgf 程度の力で行う。施行時間は 10 秒～20 秒間である。それに対し、整形外科やリハビリ、接骨院で用いられる牽引装置を使った牽引は、一般に、頸椎牽引では 7～20 kgf 程度、腰椎牽引で体重の 1/3～1/2 の範囲程度の力で行われる。施行時間は 20～30 分間程である (鳥巢ら, 2005) (表 2)。

マイクロ牽引は従来徒手で行われていたが、その方法では牽引にかかる負荷が定量化できない。そこで我々は、股関節マイクロ牽引を徒手ではなく自動間欠牽引装置を

用いて、牽引を定量的に施行できるシステムを作成した。そしてそのシステムを用い、異なる牽引力（0, 1, 5, 10 kgf）で牽引を施行し、その効果の違いを、股関節可動域（SLR 角度）で評価した。その結果は、マイクロ牽引に相当する 1 kgf 牽引は他条件と比較し、有意な可動域の増加が認められた（中川ら, 2011）。また同様のシステムを用い、股関節マイクロ牽引法を異なる牽引力（0, 1, 10 kgf）で施行し、1 kgf の牽引力が股関節可動域（SLR 角度）と体幹前屈動作の改善効果が高いことが明らかとなった（中川ら, 2012）。次に股関節マイクロ牽引法を異なる牽引力（0, 1, 10 kgf）で施行し、SLR 角度と脊柱可動域に与える影響について検討した。その結果は、1 kgf 牽引において安静立位による胸椎の後弯角度が有意に減少し、10 kgf 牽引において腰椎の前弯角度が有意に増加した。前屈位での腰椎屈曲角においては、1 kgf 牽引で有意に増加した。腰椎屈曲可動域については、1 kgf 群において有意に増加した（中川ら, 2013）。つまり、これらの研究から、股関節マイクロ牽引（1 kgf 牽引）では、SLR 角度の制限因子が改善され、体幹の前屈動作に伴う椎間関節や仙腸関節の機能不全が改善されると考えられた。つまり、股関節マイクロ牽引の体幹前屈動作の改善の要因は、SLR 角度の増加に加え、胸腰椎アライメントの改善とそれに伴う腰椎の屈曲可動域の増加が要因であることが示唆された。

#### 第4節 腰痛と腰下肢部柔軟性に関する研究

本研究では、腰下肢部柔軟性の評価に SLR テストを使用した。SLR 角度の測定では、検者は、被験者の両下肢が伸展した状態で膝が屈曲しないように注意しながら、下肢を他動的に最終可動域の抵抗感が生じるまで挙上する。計測角度は、体幹と平行な軸と大腿骨軸のなす角度である。SLR テストの手技は他動・自動に分けられ、疼痛評価、筋力評価、柔軟性評価に大別される（森本, 2008）。柔軟性評価では、スポーツ選手を対象にスポーツ障害の予後予測を目的としたメディカルチェックとして SLR テストが使用され（牧野ら, 2006）、腰痛評価での使用の有用性も報告されている（佐

藤, 2006)。福本ら (2014) は, 男子高校生サッカー選手の股関節可動域, 下肢筋のタイトネスの経時的な変化が運動時腰痛に及ぼす影響について調査し, 競技の反復により, 下肢筋のタイトネスが増大し運動時腰痛の悪化に関与していることと, 股関節屈曲可動域は非利き足で有意に減少したと報告した。泉ら (2007) は, 腰痛あり群と腰痛なし群の SLR テストの左右差を比較し, 腰痛あり群が有意に高い値を示し, 腰痛なし群より左右差が大きかったと報告した。また, 腰痛保持者の股関節可動域は制限されていることが報告されており (吉田・見松, 2005; 佐藤, 2006; 小田ら, 2002)。可動域の改善で腰痛症状が改善することが報告されている (Lee. & Kim, 2015)。これらの報告から, 腰痛の発生要因の 1 つに腰下肢部柔軟性の低下が挙げられ, 腰下肢部柔軟性を改善させることで腰痛症状を軽減させると考えられる。

## 第 5 節 脊髄の興奮性と筋緊張に関する研究

運動は, 脊髄の興奮性による筋活動で生じる。また筋活動は, 生理的条件下では, その筋を支配する  $\alpha$  運動ニューロンの興奮に連動する。筋には筋紡錘および腱器官という固有受容器が備わっている。筋紡錘は筋の長さおよび収縮速度を検知し, Ia 線維および II 線維の求心性線維が  $\alpha$  運動ニューロンに伸びて結合し, 興奮性を生起している。 $\alpha$  運動ニューロンが興奮すると運動単位に含まれる筋線維が収縮し,  $\alpha$  運動ニューロンが抑制させると運動単位に含まれる筋線維が弛緩する。筋緊張状態の指標となる脊髄興奮性の変化は, 誘発筋電図を使用し, H 波を指標とした研究が多い。H 波は Ia 線維を電気刺激して生じる単シナプス反射であり, H 波の振幅変化は, 脊髄興奮性を反映している (Hoffman, 1910)。Ia 線維は筋紡錘の一次終末からの情報を求心性に伝える神経線維であり, 単シナプス反射とは, 感覚神経から運動神経に直接興奮が伝わることである。刺激強度を高めていくと  $\alpha$  運動神経線維も閾値に達し, 刺激点から下行した興奮が M 波として記録される。中村ら (2014) は, ヒラメ筋に対するスタティックストレッチング効果を, H 波と M 波の最大振幅比を指標に検証し, スタティックス

ストレッチング後で有意に H 波と M 波の最大振幅比が低値を示したと報告した。Robertson (2012) は、ヒラメ筋に対するスタティックストレッチング中に H 波が減少することを報告した。つまりスタティックストレッチングの施行によって  $\alpha$  運動ニューロンの興奮性が低下することを明らかにしている。吉崎ら (2006) は、下腿三頭筋の他動的ストレッチングによる脊髄興奮性への影響について、ヒラメ筋 H 波の変動を検証し、ストレッチング直後と 1 分後にヒラメ筋 H 波の振幅が減少し、脊髄興奮性が低下することを示唆した。

## 第 6 節 腰痛と筋緊張に関する研究

腰部の筋は、背筋と腹筋に大別され、下肢筋群が骨盤を介して間接的に脊柱安定性に関与している。背筋は深層、中間層、浅層の 3 層の筋群からなる。深層には棘間筋、横突間筋、肋骨挙筋等がある。中間層には、多裂筋、胸半棘筋、浅層には腸肋筋、最長筋、棘筋があり、これらを総称して脊柱起立筋と呼ばれる。腹筋は外腹斜筋、内腹斜筋、腹横筋、腹直筋の 4 つから構成される。吉村ら (2008) は、腰痛群と健常群の多裂筋および最長筋の筋硬度を比較し、腰痛群の多裂筋および最長筋の筋硬度が有意に高値を示したと報告した。多裂筋と最長筋を図 3 に示す。また生方ら (2014) は、腰痛患者の疼痛側と非疼痛側で、多裂筋の筋硬度を比較し、疼痛側の筋硬度が有意に高値を示したと報告した。

また福本ら (2014) は、腹臥位で膝関節を他動屈曲させて測定する踵殿距離と、股関節屈曲角度について、運動時腰痛悪化群と非変化群で比較し、悪化群の踵殿距離が有意に増大し、股関節屈曲角度が有意に低下することを報告した。つまり、殿筋群や大腿四頭筋、大腿直筋等の股関節周囲筋の伸張性低下が動作に影響を及ぼし、腰痛悪化の一因になることを述べている。

また Haides et al (1996) は、一側性の腰痛を有するアスリートを対象に超音波を用い多裂筋の横断面積を測定し、第 5 腰椎レベルにおいて左右非対称であったとして

いる。Hyun et al (2007) は、核磁気共鳴画像法を用いて多裂筋の横断面積を測定した結果、神経症状のある腰椎椎間板ヘルニア患者では健常者および神経症状のない腰椎ヘルニア患者より左右非対称性が高いことを報告している。つまり、腰椎椎間板ヘルニアが脊髄神経を圧迫することで脱神経変性が生じ、多裂筋を萎縮させていることが考えられる。

## 第7節 腰痛と運動機能に関する研究

腰痛と歩行に関して、伊藤・平本(2002)は、65歳以上の高齢者における腰下肢痛と日常生活動作(activities of daily living, ADL)の困難度を調査し、歩行動作、重量物挙上、立ち上がり動作、中腰・立位動作の順に困難度が高かったと報告し、腰痛のためADL障害をきたす頻度が高いのは歩行動作ということを示した。柏木ら(2015)は、腰部脊柱管狭窄症の術前と術後6カ月の歩行能力と(quality of life, QOL)を検討し、術後6カ月の時点で、痛みの改善に伴い、歩行テストやQOL評価の多くの項目で改善が認められたと報告している。泉ら(2010)は、大学ボクシング選手の腰痛あり群となし群の身体特徴を比較し、体幹最大回旋筋力が腰痛あり群で有意に低値を示し、腰痛なし群より筋力が低下していることを報告した。

また腰痛患者における下肢症状の有無がQOLに与える影響について、患者立脚型QOL評価ツールを用いて検討した報告では、下肢症状を有する腰痛患者ではQOLが有意に低く、歩行距離の低下や階段昇降の難しさについてのQOL低下が腰痛以外に下肢症状の有無が関係していることを示唆した(檜山ら, 2016)。つまり、腰痛は歩行動作などのADLやQOLを低下させると考えられる。

## 第8節 歩行と下肢筋力に関する研究

歩行における下肢の筋活動は、股関節外転筋群や内転筋群は、立脚相の初期と終期に活動し、骨盤の安定性に関与している。立脚相は、歩行時に足が地面に接地してい

る区間であり、遊脚相は、地面から足が離れている区間を指す。大腿四頭筋やハムストリングスは、いずれも遊脚相から立脚相への変換期に働き、遊脚相における下肢の振り子運動を減速して運動の向きを変える役割を担っている（中村ら，2007）。特に股関節外転力の低下は、股関節疾患患者における前額面での墮落跛行などの異常歩行を起因する可能性があり、歩行能力を維持するために重要な筋力である（対馬，2002）。墮落跛行とは、中殿筋が麻痺し歩行の片足支持期に骨盤が傾く現象を指す。また外転筋群においては、股関節 0° では中殿筋前部、小殿筋、大腿筋膜張筋は屈曲トルク、中殿筋後部は伸展トルクを有したと報告され、実際の運動では外転作用だけではなく、関節角度変化に伴い、屈伸トルク作用も発揮すると報告されている（小栢ら，2011）。これらの報告から、股関節外転力は、歩行やスポーツ動作時の安定性に関与し、股関節の柔軟性ととも重要な項目であると考えられる。

## 第9節 柔軟性と筋力に関する研究

柔軟性と筋力に関する先行研究は、筋を持続的に伸張するスタティックストレッチングによる検討が多い。木元・進藤（2011）は、ハムストリングスに対する、スタティックストレッチング施行後の膝関節の柔軟性と屈曲筋力に及ぼす影響を検討し、膝関節の柔軟性は向上し、筋力は減少したことを報告した。鎌田ら（2016）は、2秒，3秒，4秒，6秒，8秒，10秒，30秒の大腿直筋の、スタティックストレッチングが踵殿距離と膝伸展筋力に及ぼす影響を検討し、8秒間のストレッチングで筋の柔軟性が向上し、筋力は維持されることを報告した。また Matsuo et al.（2013）は、20秒，60秒，180秒，300秒のハムストリングスの、スタティックストレッチングが柔軟性と膝屈伸力に及ぼす影響を検討し、すべての条件で柔軟性が向上し、筋力は低下したことを報告している。つまり、スタティックストレッチングは、柔軟性は向上させるが、筋力に関しては正負の影響を及ぼさない、もしくは筋力を低下させると示されている。

また伸張したい筋の拮抗筋を随意的に収縮させ、筋の弛緩を引き出すダイナミック

ストレッチングによる検討では、岡山ら（2015）は、ハムストリングに対して、ダイナミックストレッチングを1秒間を20回施行し、SLR角度の向上と膝関節伸展力の向上したことを報告した。また土井ら（2010）は、下腿三頭筋に対して、ダイナミックストレッチングを1秒間を20回施行し、足関節背屈可動域と底屈筋力が向上したと報告した。つまり、ダイナミックストレッチングでは、関節柔軟性の向上と、筋力の向上が関連していると考えられる。

## 第10節 骨盤アライメントと筋力に関する研究

山田ら（2004）は、仰臥位での矢状面上の鉛直線と、上前腸骨棘と上後腸骨棘を結んだ線とのなす角度をゴニオメーターで計測し、骨盤傾斜角度とした。下肢伸展自然仰臥位で骨盤傾斜角が中間位るとき、前傾位と後傾位よりも、股関節外転力が高くなることを報告した。また西ら（2011）は、仰臥位で左右同じ高さの板を両側足底に当てた肢位の中間位、利き足の足底に1.5、3.0 cmの板を入れ骨盤挙上を促した挙上位、非利き足の足底に1.5、3.0 cmの板を入れ、利き足の骨盤下制を促した下制位とした。このとき利き足の股関節外転力は、中間位で最も高くなることを報告した。つまり、股関節外転力は、骨盤アライメントの前傾・後傾、挙上・下制における中間位で最も高くなるということである。また、藤谷ら（2017）は、座位で骨盤直立、スランプ位（骨盤後傾）、骨盤直立・胸椎伸展位（胸を張った姿勢）の3肢位で、座位姿勢保持における体幹の筋活動を比較した。体幹筋（内腹斜筋、外腹斜筋、脊柱起立筋）と腸腰筋において、骨盤直立位、骨盤直立・胸椎伸展位がスランプ位と比較し、筋活動が高いことを報告した。つまり、骨盤アライメントは、股関節外転筋群や伸展・屈曲筋群と解剖学的に関連していることが考えられる。

#### 注 1 : Grade I

腰痛治療の推奨度に関して、日本整形外科学会が統一基準に基づき Grade を A, B, C, D, I の 5 段階で評価した。Grade A は、行うよう強く推奨する、強い根拠に基づいている。B は、行うよう推奨する、中等度の根拠に基づいている。C は、行うことを考慮してしてもよい、弱い根拠に基づいている。D は、推奨しない、否定する根拠がある。I は、委員会の診断基準を満たすエビデンスがない、あるいは複数のエビデンスがあるが結論が一様ではないとされている。

#### 注 2 : 膨隆髄核

腰椎椎間板ヘルニアは、変性した椎間板の髄核が後方の線維輪から脱出して、馬尾や神経根を圧迫し、腰痛・下肢痛および下肢の神経症状などが出現したものである。膨隆髄核は、髄核が線維輪を押し、背側に膨隆した状態の椎間板である。

#### 注 3 : 攣縮筋

筋が無意識下で持続的に収縮している状態で、痛みがある。筋は硬く収縮しており、局所の筋が硬く膨隆している。

表 1. 目的別牽引療法の推奨設定条件

部位領域	目的別牽引療法の推奨設定条件			
	治療目的	牽引力	牽引期/休止期	総牽引時間
頸椎	初回/急性期	3~4kgf	静的	5~10分
	関節離開	9~12kgf 体重の7%	15/15秒	20~30分
	筋スパズムの軽減	5~7kgf	5/5秒	20~30分
	椎間板の問題	5~7kgf	60/20秒	20~30分
	軟部組織の伸張			
腰椎	初回/急性期	13~20kgf	静的	5~10分
	関節離開	22.5kgf 体重の50%	15/15秒	20~30分
	筋スパズムの軽減	体重の25%	5/5秒	20~30分
	椎間板の問題	体重の25%	60/20秒	20~30分
	軟部組織の伸張			

(出典：柳澤（2009）の表を山之内らが改変（2011）したものを許諾を得て引用）

表 2. 股関節マイクロ牽引法と一般の牽引療法の比較

牽引の種類	牽引強度	牽引時間
股関節マイクロ牽引法	約 1kgf 程度	約 20 秒間
一般の牽引療法	腰椎牽引：体重の 1/3～1/2 頸椎牽引：7～20kgf 程度	20～30 分程度

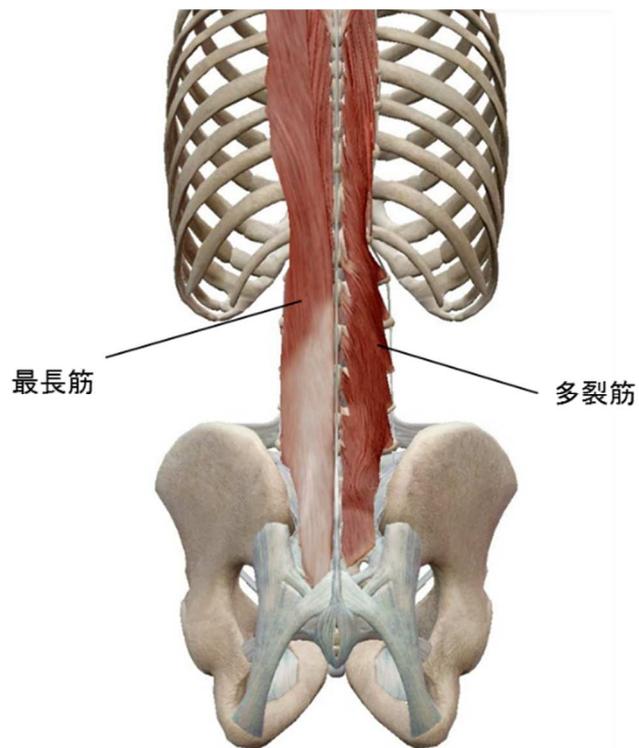


図 3. 多裂筋・最長筋の解剖

(出典：ヒューマン・アナトミー・アトラス 2018 エディション (© Argosy Publishing)

を改変して記載)

### 第3章 研究課題

本研究の主要な目的は、股関節マイクロ牽引（1kgf 牽引）による腰下肢部柔軟性の向上の客観性を検討し、その発生機序および腰痛と股関節筋力に及ぼす影響を明らかにすることであった。この目的を達成するために、下記の5つの研究課題を設定した。

研究課題1では、股関節マイクロ牽引が腰下肢部柔軟性（SLR 角度）に及ぼす影響の客観性を明らかにするために、検者を2人にし、牽引条件と検者の順序効果を除く実験デザインを用いて検討した。研究課題2では、股関節マイクロ牽引が腰下肢部柔軟性を向上させる要因である軟部組織の弾性に及ぼす影響を明らかにするために、股関節牽引法の牽引力の違いと大腿部の筋硬度の関連性を検討した。研究課題3では、股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上が脊髄運動ニューロンの興奮性と関係するのかどうかを明らかにするために、股関節牽引法の牽引力の違いがヒラメ筋F波に及ぼす影響を検討した。研究課題4では、股関節マイクロ牽引が非特異的腰痛保持者の股関節可動域と主観的腰痛感に及ぼす影響について明らかにするために、腰痛者を対象に、SLR 角度、主観的腰痛感、腰部圧痛閾値を検討した。研究課題5では、股関節マイクロ牽引による腰下肢柔軟性の向上が股関節外転力に及ぼす影響を明らかにするために、股関節牽引法の牽引力の違いが股関節外転力に及ぼす影響を検討した（図4）。

なお、本研究は明治国際医療大学研究倫理委員会において承認を得た上で実施した（受付番号 21-32-1）。人権保護の観点から、被験者には研究内容を説明し、同意を得た上で研究を実施した。研究遂行にあたり分析データ資料と入力した USB メモリーは、鍵のかかる保管庫に管理した。またすべての研究課題が本申請で遂行された。

### 研究課題 1. 「股関節マイクロ牽引が腰下肢部柔軟性に及ぼす影響

—順序効果を除いた実験デザインによる客観性の検討—

股関節マイクロ牽引の先行研究では（中川ら, 2011；中川ら, 2012；中川ら, 2013), SLR 角度の測定は, 同一検者によるものであったため, 検者間に生じる関節可動域の測定誤差や客観性の問題が考えられる。また先行研究では, 1 kgf 牽引, 10 kgf 牽引の順序で牽引が行われているため, 順序効果の影響も考慮されていない。

本研究の目的は, 股関節マイクロ牽引が腰下肢部柔軟性 (SLR 角度) に及ぼす影響について, 検者を 2 人にし, 牽引条件と検者の順序効果を除く実験デザインを用いて, 腰下肢部柔軟性向上の客観性を明らかにすることであった。

### 研究課題 2. 「股関節マイクロ牽引が大腿部筋硬度に及ぼす影響の検証」

腰下肢部柔軟性の制限因子は, ハムストリングス, 殿筋等の股関節周囲筋や, 靭帯, 関節包, 脊柱起立筋等の緊張であることから, 股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性向上は, これらの制限因子が除去されていることが考えられる。つまり, 大腿部筋や股関節周囲筋のいずれかの筋に弛緩作用が及んでいることが考えられる。

本研究の目的は, 股関節マイクロ牽引が腰下肢部柔軟性を向上させる要因である軟部組織の及ぼす影響を明らかにするために, 股関節牽引法の牽引力の違いと大腿部の筋硬度の関連性を検討し, どの大腿部筋に筋弛緩作用が関係しているのか明らかにすることであった。

### 研究課題 3. 「股関節マイクロ牽引が脊髄興奮性に及ぼす影響」

股関節マイクロ牽引の腰下肢部柔軟性向上の要因は, 筋緊張の弛緩作用である

と考えられる。筋弛緩のメカニズムは、マイクロ牽引により筋紡錘等の関節受容器が刺激され、脊髄介在ニューロンに刺激が上行し、運動神経が抑制されることで筋弛緩が生じると考えられる。しかし、股関節マイクロ牽引の弛緩作用には、脊髄興奮性が関係しているのか検討されていない。また F 波の出現頻度は、振幅とともに運動ニューロンの興奮性の指標としても利用し得る (Yokota et al.,1992)。よって脊髄運動ニューロンの興奮性を示すために F 波の測定は有用である。

本研究の目的は、股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上が脊髄運動ニューロンの興奮性と関係するのかどうかを明らかにするために、股関節牽引法の牽引力の違いがヒラメ筋 F 波に及ぼす影響を検討し、脊髄興奮性に及ぼす影響を明らかにすることであった。

#### 研究課題 4. 「股関節マイクロ牽引が非特異的腰痛の腰痛感に及ぼす即時的効果」

腰痛保持者の股関節可動域は制限されていることが多く (吉田・見松, 2005; 佐藤, 2006; 小田ら, 2002), 股関節可動域の改善させることで、腰痛症状が改善することが報告されている (Lee & Kim, 2015)。つまり股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上は、腰痛症状を改善させることが考えられる

本研究の目的は、股関節マイクロ牽引が非特異的腰痛保持者の股関節可動域と主観的腰痛感に及ぼす影響について明らかにするために、腰痛者を対象に、SLR 角度、主観的腰痛感、腰部圧痛閾値を検討し、腰痛症状に及ぼす影響を明らかにすることであった。

#### 研究課題 5. 「股関節マイクロ牽引が股関節外転力に及ぼす影響」

股関節外転力は、歩行の安定性に関与している。股関節外転の主動筋は中殿筋、小殿筋、大腿筋膜張筋であり、腸腰筋やハムストリングスと合わせて骨盤と大腿骨に付着し、骨盤アライメントに関連している。山田ら (2004) は、矢状面における

骨盤傾斜角度と股関節外転筋力関連性について検討し、中間位は、前傾位と後傾位と比較し、筋力が最も高くなることを報告した。つまり、股関節外転力は、骨盤アライメントの中間位で最も高くなると考えられる。

関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上は、ハムストリングス、殿筋等の股関節周囲筋や、靭帯、関節包、脊柱起立筋等の緊張などの制限因子が除去されていることが考えられる。つまり、股関節周囲の軟部組織のスティッフネス改善は、骨盤アライメントを中間位に適正化させ、股関節外転力が向上する可能性が考えられる。

本研究の目的は、股関節牽引における牽引力（1 kgf, 10 kgf）の違いが、股関節外転力に及ぼす影響を検討し、股関節マイクロ牽引と股関節外転筋の関連性を明らかにすることであった。

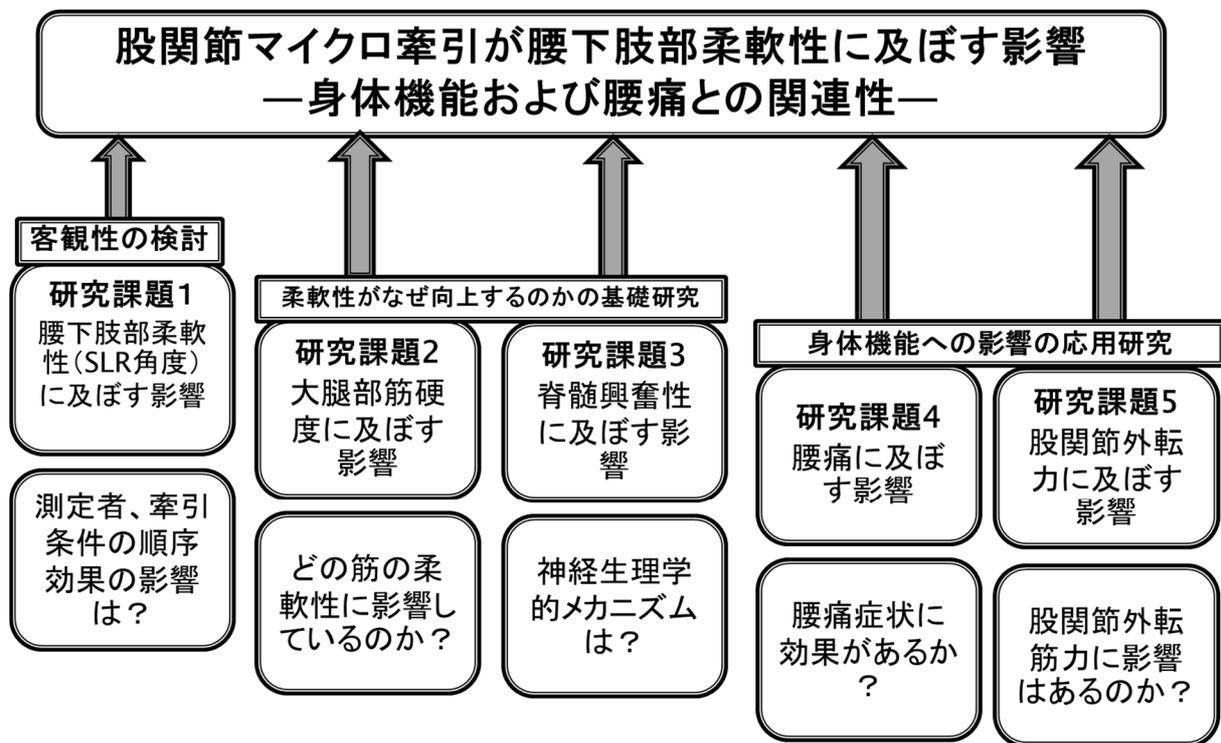


図 4. 研究課題一覧

## 第4章 研究課題1：股関節マイクロ牽引が腰下肢部柔軟性に及ぼす影響 —順序効果を除いた実験デザインによる客観性の検討—

### 1. 目的

股関節マイクロ牽引の先行研究では（中川ら, 2011；中川ら, 2012；中川ら, 2013）, 1 kgf 牽引後に SLR 角度の有意な向上を示している。しかし、これらの先行研究では、1 kgf 牽引、10 kgf 牽引の順序で牽引が行われているため、順序効果の影響が考慮されていない。また、SLR 角度の測定は検者が対象者の下肢を他動的に挙上させて関節可動域を計測している。このような関節可動域の測定では、検者が対象者の身体部位へ加える力の大きさや角度計測などの技術的な差異から測定誤差が生じること（小野ら, 2000；宮前・小川, 1978；Gajdosk & Bohannon, 1987）、目的とする関節運動の不全を補助する代償運動によって誤差が生じることが報告されている（Gajdosk & Mell, 1984）。先行研究では（中川ら, 2011；中川ら, 2012；中川ら, 2013）、SLR 角度の測定は、同一検者によるものであったため、検者間に生じる関節可動域測定の技術的な差異や、牽引施行後に意図的に力を大きく加えようとする心理的な問題が考えられる。これらの問題点を解決しマイクロ牽引による SLR 角度向上の客観性を示すためには、同一被験者に対し、SLR 角度の測定を 2 名の検者で行い、牽引条件間と検者間の順序効果についてカウンターバランスを用いて相殺する必要がある。

本研究の目的は、股関節マイクロ牽引が腰下肢部柔軟性（SLR 角度）に及ぼす影響について、検者を 2 人にし、牽引条件と検者の順序効果を除く実験デザインを用いて、マイクロ牽引による SLR 角度向上の客観性を明らかにすることであった。

### 2. 方法

#### 2.1. 被験者

被験者は、下肢や腰部に傷害をもたない健常男性 12 名（ $23.1 \pm 1.9$  years）とした。

被験者の身体特性は、身長  $171.2 \pm 3.0$  cm、体重  $59.2 \pm 5.7$  kg、BMI  $20.2 \pm 1.9$  kg/m<sup>2</sup>、右転子果長  $81.1 \pm 2.4$  cm であった。被験者には研究の趣旨および方法を口頭で説明し、文章で同意を得たのちに実験を実施した。

## 2.2. 股関節牽引方法

牽引は、全て右下肢に施行した。牽引強度を定量化するために、自動間欠牽引装置（OG 技研社製，OL-1100）を用いた（写真 2）。被験者は、仰臥位になり、下肢を傾斜台にのせ、股関節屈曲  $30^\circ$ 、外転・内転中間位<sup>(注4)</sup>、内旋・外旋中間位に保持させた。下腿末梢端に下肢牽引装具を装着した後、被験者が感じている徒手の牽引力と、牽引装置による牽引力に差が無いことを確認した（写真 3）。もし感覚に差があった場合は、固定をやり直し、感覚に差が無いことを再度確認した後、牽引を施行した。牽引時間は 20 秒間であり、牽引強度は、1 kgf と 10 kgf の 2 条件とした。

## 2.3. SLR 角度測定

検者は、SLR 角度測定 of 技術を習得している臨床経験 7 年目の男性柔道整復学科教員（検者 A）と柔道整復学科 4 回生の女子学生（検者 B）の 2 名とした。被験者を仰臥位に寝かせた状態で、下腿の外果部直上に傾斜角度計（日本メディックス社製，MF-139AA）を固定し、水平面が基準になるように設定した。検者は、被験者の両下肢が伸展した状態で、膝が屈曲しないように注意しながら、右下肢を他動運動で最終可動域の抵抗感が生じるまで挙上した。SLR 角度の測定には、体幹と平行な軸と大腿骨軸のなす角度を傾斜角度計を用い、1 度単位で測定した（写真 4）。SLR 角度の測定値と牽引条件は、検者 2 名が互いの結果を知られないように秘匿した。

また、SLR 角度を測る際、下肢の重力による修飾を避けるために検者の手掌にかかった圧力を徒手筋力測定器（日本メディックス製，パワートラック II）で計測した。

Halbertsma et al. (1997)の方法を用い、最大 SLR 角度での下肢の抵抗力（伸張強度

(Nm)) を次の式で算出した。

$$\text{伸張強度} = \{ \text{SLR 角度測定時圧} - \text{下肢水平時圧} \cdot \cos(\text{SLR 角度}) \} \cdot \text{転子果長}$$

#### 2.4. 実験手順

被験者は、まず右下肢の SLR 角度の測定を受けた。その後、右側股関節牽引を受け、再度右下肢の SLR 角度の測定を受けた。被験者を 4 つのグループに分け、牽引条件と検者の順序をカウンターバランスした (図 5)。半数の被験者は、1 kgf 牽引の後、10 kgf 牽引を受け、残りの半数の被験者は 10 kgf 牽引の後、1 kgf 牽引を受けた。各条件の牽引は、1 週間以上の期間を空けて実施された。1 つの牽引条件に対して、半数の被験者は検者 A、検者 B の順で測定され、残りの半数は、検者 B、検者 A の順で測定が行われた。検者間の測定期間は、1 週間以上空けた。

#### 2.5. 統計分析

SLR 角度と伸張強度について、検者の違い (検者 A, 検者 B)、牽引条件の違い (1 kgf, 10 kgf 条件)、牽引前後の違いによる繰り返しありの 3 要因分散分析を行った。有意な F 値が得られた場合、Bonferroni 法による多重比較検定を行った (IBM, SPSS 19 J for Windows)。統計的有意水準は 5% 未満とした。

### 3. 結果

表 3 には、検者 A と検者 B における各条件による牽引前後の SLR 角度と伸張強度の平均値と標準偏差を示す。

SLR 角度について、検者、牽引条件、牽引前後の要因に対する 3 要因分散分析を行った結果、牽引前後において主効果が認められ ( $F(1, 11)=70.92, p<0.01$ )、牽引条件と牽引前後の 2 つの要因に交互作用が認められた ( $F(1, 11)=41.75, p<0.01$ )。その他の主効果、交互作用については有意な F 値が認められなかった。多重比較の結果、SLR

角度は、1 kgf 牽引条件において牽引前 (56°) より牽引後 (67°) の方が有意に大きく、検者に違いに関わらず、1 kgf 牽引が SLR 角度を有意に向上させることが認められた。10 kgf 牽引条件においては、牽引前後で有意な差異は認められなかった。(57° vs 59° ) つまり、両検者 (検者 A・検者 B) の測定値に牽引条件による有意な差異は認められなかった。

伸張強度について 3 要因分散分析を行った結果、すべての要因に有意な主効果、交互作用は認められなかった。つまり SLR 角度測定時の伸張強度は、全ての条件で同じであった。

#### 4. 考察

股関節マイクロ牽引が腰下肢部柔軟性に及ぼす影響について、検者の要因と牽引条件の要因の順序効果を除く実験デザイン (カウンターバランス) を用いて検討した。その結果、検者に違いに関わらず、1 kgf 牽引が SLR 角度を有意に向上させることが認められた。

先行研究では、これまで 1 kgf, 10 kgf の順序で牽引が行われていたという測定順序の問題点があった (中川ら, 2011; 中川ら, 2012; 中川ら, 2013)。本研究ではこの順序効果を相殺した上で、股関節マイクロ牽引 (1 kgf 牽引) が腰下肢部柔軟性を向上させることを示した。股関節マイクロ牽引では、ゆっくりと股関節を伸張することや、被験者の内省報告においてほとんどの者が「牽引感を感じない」と答えている。牽引肢位は、屈曲 30° , 外転 30° , 軽度外旋となる股関節ゆるみの肢位 (loose-packed position) であった。この肢位は、関節に生じるストレスが最小となる肢位であると報告されている (Magee, 2008)。また関節包や靭帯が緩み、関節面が最も離開している肢位であり、外力によって容易に動揺すると報告されている (Magee, 2008)。この外力によって容易に動揺し易い状況下における低強度の長軸牽引が、股関節アライメントの整合性を向上させたと考えられる。このことが関節可動域制限因子を除去し、腰

下肢部柔軟性を向上させたと示唆される。一方、Goldie & Reichmann (1977) は、頸椎牽引で 15.3 kgf の高牽引力でも X 線学的に椎間板高の開大を見ない症例が多いことを報告し、牽引中に頸部周囲筋が収縮するためではないかと推察している。また岡崎ら (1969) は、牽引力を増していくと頸部脊柱の長さが短縮する傾向を示す症例があることを見出し、頸部周囲筋の反射的筋収縮の可能性を示唆した。つまり、強い力による牽引では、牽引部位が引っ張られることに対抗する防御的活動が行われていることが考えられる。このことより、10 kgf 牽引では、股関節周囲筋や靭帯、関節包の緊張をもたらし、腰下肢部柔軟性を改善させなかったのではないかと考えられる。

また、先行研究では (中川ら, 2011; 中川ら, 2012; 中川ら, 2013), SLR 角度は常に 1 名の検者で測定するという客観性の問題点があったが、本研究における SLR 角度に検者間の差異は認められなかった。この要因の一つとして、SLR 角度測定における検者 2 名のエンドフィール感覚が実技教育で統一されていたことが考えられる。

エンドフィールとは、SLR 角度測定時に下肢挙上の最終可動域で感じる抵抗感のことである。一般的に関節可動域の測定誤差は 4-5° とされ (洲川・石神, 1996; 山崎, 1987), 10° 以内とするものもある (宮前・小川, 1978; Wilmer & Elkins, 1947; 道山・久米, 1997)。本研究において検者 A と検者 B の測定値の差異は 1-2° であり、かなり精度が高く関節可動域を測定できていたと示唆される。また、関節可動域の測定における再現性は、同一検者内よりも検者間の方が低くなることが報告されているが (Gajdosik & Bohamon, 1987), 検者が被験者のエンドフィールを感じながら測定することで高くなることが報告されている (神谷・巽, 2015)。つまり、このエンドフィールを使った測定方法が客観性を高めていると示唆される。エンドフィールにあたる検者の手掌にかかった最大 SLR 角度での下肢抵抗力 (伸張強度) には、すべての要因に有意な主効果、交互作用は認められなかった。つまり、検者 2 名は、同じ程度のエンドフィールを感じながら SLR 角度の測定ができていたと考えられる。さらに、重島ら (2007) は、SLR 角度、股関節屈曲可動域の測定における学生と理学療法士の差異を

検討し、傾斜角度計を用いることの有用性を示している。本研究においても SLR 角度の測定に傾斜角度計を用いたことで検者間の測定誤差が小さくなったと考えられる。

注 4：股関節屈曲 30° で、最大外転・内転角度を他動的に測定し、その中間位とした。股関節外転約 30°となる。

表 3. 検者 A と検者 B における各条件による牽引前後の SLR 角度, 伸張強度  
の平均値と標準偏差

n=12	牽引条件	検者 A		検者 B	
		前	後	前	後
SLR 角度 (°)	1 kgf	55.8±10.8	66.1±9.5	57.0±11.1	67.0±11.4
	10 kgf	56.0±12.3	58.0±11.6	57.5±10.6	60.8±9.0
伸張強度 (Nm)	1 kgf	16.4±2.7	17.0±3.4	16.9±2.7	17.5±3.7
	10 kgf	16.1±2.7	17.6±4.4	16.6±2.9	18.2±3.4



写真 2. 自動間欠牽引装置 (OG 技研社製, OL-1100)  
(出典: 中川ら(2010). 日本カイロプラクティック徒手医学会誌より転載許可を得て引用)

①



②



③



写真 3. 股関節牽引における手順

①徒手による牽引感覚と②装具による牽引感覚に差異がないことを確認し、③牽引を施行

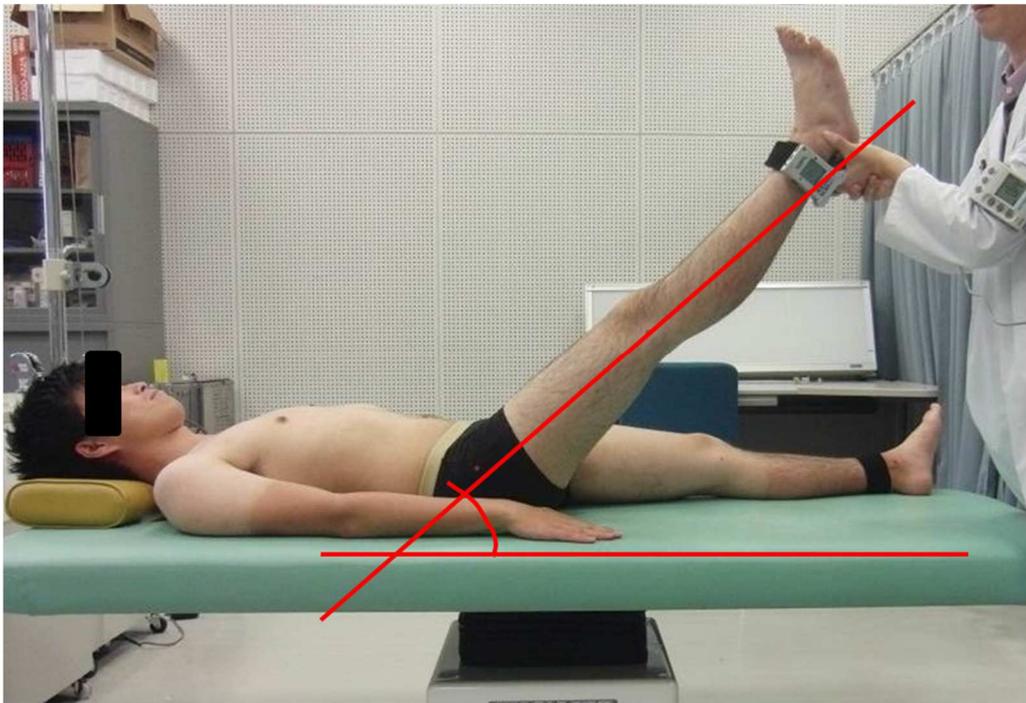


写真 4. 腰下肢部柔軟性（SLR 角度）測定方法  
（出典：中川ら(2013). 日本カイロプラクティック徒手医学会誌より転載許可を得て引用）

グループ I

N=3	<b>1kgf牽引条件</b>				<b>10kgf牽引条件</b>			
	①検者A	1W	②検者B	1W	③検者A	1W	④検者B	

グループ II

N=3	<b>10kgf牽引条件</b>				<b>1kgf牽引条件</b>			
	①検者A	1W	②検者B	1W	③検者A	1W	④検者B	

グループ III

N=3	<b>1kgf牽引条件</b>				<b>10kgf牽引条件</b>			
	①検者B	1W	②検者A	1W	③検者B	1W	④検者A	

グループ IV

N=3	<b>10kgf牽引条件</b>				<b>1kgf牽引条件</b>			
	①検者B	1W	②検者A	1W	③検者B	1W	④検者A	

図 5. 牽引条件と検者の順序効果を除くカウンターバランスを用いた実験プロトコル

## 第5章 研究課題2：股関節マイクロ牽引が大腿部筋硬度に及ぼす影響の検証

### 1. 目的

これまでの先行研究で股関節マイクロ牽引の腰下肢部柔軟性の向上が明らかにされた（中川ら, 2011；中川ら, 2012；中川ら, 2013）。研究課題1では、股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性向上の客観性が確認された。SLR 角度は股関節屈曲方向への可動域を計測したものである。股関節屈曲の制限因子は、ハムストリングス、殿筋等の股関節周囲筋や靭帯、脊柱起立筋等の背部筋の緊張である。したがって、股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上には、これらの筋緊張の緩和が及んでいると考えられる。しかし、股関節マイクロ牽引がどの筋に弛緩作用が及ぼすのか検討されていない。

筋硬度は、筋の緊張や張りなどに垂直圧力をかけ、その抵抗力を数値化したものであり、筋が緊張したり疲労した時、大きな値が計測され、弛緩した時は小さな値が計測される。そのため運動による疲労や種々の療法による筋の緊張や弛緩を評価することができる（梨本ら, 2012; 木村ら, 2007）。したがって、マイクロ牽引が大腿部筋や股関節周囲筋に弛緩作用を持つのであれば、それら筋群の筋硬度にも影響すると考えられる。

本研究の目的は、股関節牽引における牽引力（1 kgf, 10 kgf）の違いが、筋ステイフネスに及ぼす影響を検討し、股関節マイクロ牽引が股関節屈曲方向の制限因子である大腿部筋硬度に及ぼす影響を明らかにすることであった。

### 2. 方法

#### 2.1. 被験者

被験者は、下肢や腰部に傷害をもたない健常男性 8 名（ $21.6 \pm 1.1$  years）とした。被験者の身体特性は、身長  $169.5 \pm 5.1$  cm, 体重  $65.0 \pm 10.6$  kg, BMI  $22.7 \pm 4.3$  kg/m<sup>2</sup>

であった。被験者には研究の趣旨および方法を口頭で説明し、文章で同意を得たのちに実験を実施した。

## 2.2. 股関節牽引方法

牽引装置・牽引方法は、第4章における方法で述べた股関節牽引方法と同じであった。

## 2.3. 筋硬度測定方法

仰臥位で右大腿部の大腿外側部（外側広筋部，大腿二頭筋部，大腿筋膜張筋部），大腿中央部（大腿直筋下部，大腿直筋中央部），大腿内側部（内側広筋部，半膜様筋部，薄筋部）の8ヵ所をマークし，筋硬度の測定をした（図6）。各部位での測定を3回繰り返り，その平均値を代表値として用いた。筋硬度の測定には，筋硬度計（TRY-ALL社製，TDM-Z1）を使用し，各部位での測定を3回繰り返り，その平均値を代表値として用いた。筋硬度計のプローブを測定部位に当てた状態で，上部のハンドルを押圧し，荷重がおおよそ14.71 Nになった時に測定子が受ける反力を測定した。その数値 T（トーン）を  $N = 0.0238 T + 0.532$  の式に当てはめ，単位を N（ニュートン）に変換した。

## 2.4. 実験手順

牽引強度は，1 kgf と 10 kgf の 2 条件とした。被験者は，まず右側大腿部の筋硬度の測定を受けた。その後，右側股関節牽引を受けた。牽引後，再度右側大腿部の筋硬度の測定を受けた。

牽引順序は，1 kgf 牽引，10 kgf 牽引の順で行う被験者 4 名と 10 kgf 牽引，1 kgf 牽引の順で行う被験者 4 名を無作為に割り当てられた。各牽引条件は，1 週間以上の期間を空けて実施された。

## 2.5. 統計分析

各測定部位の筋硬度について、牽引条件の違い（1 kgf, 10 kgf 条件）と牽引前後の違いによる繰り返しありの 2 要因分散分析を行った。有意な F 値が得られた場合、Bonferroni 法による多重比較検定を行った（IBM, SPSS 19 J for Windows）。統計的有意水準は 5% 未満とした。

## 3. 結果

表 4 には、各測定部位の牽引前後における筋硬度の平均値と標準偏差を示す。

筋硬度は、1 kgf 牽引後に小さくなり、10 kgf 牽引後に大きくなる傾向を示した。各測定部位の筋硬度について 2 要因分散分析を行った結果、大腿直筋下部、外側広筋部、半膜様筋部、大腿直筋中央部、大腿筋膜張筋部において、牽引条件の違いと牽引前後の違いによる交互作用が認められた（ $F(1,7)=16.00, p<0.01$ ;  $F(1,7)=9.86, p<0.05$ ;  $F(1,7)=15.56, p<0.01$ ;  $F(1,7)=7.52, p<0.05$ ;  $F(1,7)=13.59, p<0.01$ ）。多重比較の結果、外側広筋部、大腿筋膜張筋部では、1 kgf 牽引で筋硬度の有意な減少が認められ（1.13 vs. 1.08 N; 1.23 vs. 1.17 N）、10 kgf 牽引で有意な変化は認められなかった。また半膜様筋部では、1 kgf 牽引で有意な変化はなかったが、10 kgf 牽引に筋硬度の有意な増加が認められた（0.95 vs. 1.02 N）。さらに、牽引前的大腿直筋下部では、1 kgf 牽引よりも 10 kgf 牽引で有意に小さかった（1.24 vs. 1.17 N）。半膜様筋部、大腿直筋中央部、大腿筋膜張筋部では、牽引後において 1 kgf 牽引よりも 10 kgf 牽引の方が有意に大きいことが認められた（0.95 vs. 1.02 N; 1.07 vs. 1.16 N; 1.17 vs. 1.23 N）。内側広筋部、大腿二頭筋部、薄筋部については、有意な主効果、交互作用は認められなかった（図 7）。

## 4. 考察

本研究では、股関節マイクロ牽引が大腿部筋硬度に及ぼす影響について検討した。1

kgf 牽引では、牽引後すべての測定部位で筋硬度が減少傾向を示した。特に大腿外側部の外側広筋と大腿筋膜張筋部で有意な減少が認められた。10 kgf 牽引では、牽引後すべての測定部位で筋硬度が増加傾向を示し、大腿内側部の半膜様筋で有意な増加が認められた。つまり、1 kgf 牽引が大腿前面外側部の筋硬度の改善に効果的であったのに対し、10 kgf 牽引では大腿後面内側部の筋硬度が増加することが認められた。

牽引肢位である股関節内旋・外旋中間位は、股関節が軽度外旋位におかれることになる。このリラックス状態を維持した軽度外旋位における長軸方向への微小な力による牽引が、大腿外側部の外側広筋と大腿筋膜張筋部に効果的な弛緩作用を及ぼした可能性が考えられる。大腿筋膜張筋と腸脛靭帯は連結している。また腸脛靭帯は、大臀筋、大腿二頭筋短頭、外側広筋へも付着している（荒川, 2009）。つまり、大腿筋膜張筋は腸脛靭帯を介して、腰下肢部柔軟性の制限因子にもなる大殿筋と大腿二頭筋と筋膜が連結していることから、大腿筋膜張筋と外側広筋の 2 つの筋の弛緩と腰下肢部柔軟性向上の関連性が考えられる。また大腿二頭筋部で筋硬度は減少傾向を示したものの、有意差は認められなかった。大腿二頭筋の起始には長頭と短頭があり、腸脛靭帯と連結しているのは、主に短頭であることが報告されている（荒川, 2009）。したがって、筋硬度測定部位は、大腿二頭筋の内側の長頭部であったため、有意差が認められなかったと考えられる。また腸脛靭帯は、大転子を外側部から股関節中心に向かって押さえ込み、股関節の安定化に寄与するとされている（Song et al., 2012）。腸脛靭帯は浅層と深層の二部に分かれており、大臀筋浅層の全線維を受ける腸脛靭帯浅層は、脛骨外側顆に停止し、腸脛靭帯の深層は大臀筋の深層線維の上 2/3 が移行したものであり、外側広筋内を貫く大腿筋膜で明瞭に仕切られた 3~5 cm の穴を通過して大転子の後に付着している（松原・三木, 2009）（図 8）。したがって、大腿筋膜張筋の緊張の弛緩により大腿骨が腸脛靭帯の圧迫力から開放されることで、股関節の可動をスムーズにし、腰下肢部柔軟性が向上すると考えられる。

一方、10 kgf 牽引では、大腿内側部の半膜様筋で有意な筋硬度の増加が認められた。

つまり、牽引肢位である外転・内転中間位は外転約  $30^{\circ}$  のため、外転方向への強い牽引に抵抗するため、股関節を内に閉めるような防御的な緊張を生じさせ、大腿内側の半膜様筋に有意な筋硬度の増加を生じさせた可能性が考えられる。

表 4. 各測定部位の牽引前後における筋硬度の平均値と標準偏差

n=8	1kgf 牽引		10kgf 牽引	
	pre	post	pre	post
大腿直筋下部(N)	1.24±0.07	1.19±0.07	1.17±0.09	1.22±0.08
外側広筋部(N)	1.13±0.11	1.07±0.09	1.06±0.06	1.13±0.07
内側広筋部(N)	1.07±0.10	1.05±0.10	1.04±0.07	1.08±0.11
大腿二頭筋部(N)	1.20±0.13	1.17±0.10	1.19±0.10	1.22±0.01
半膜様筋部(N)	0.98±0.16	0.95±0.13	0.95±0.11	1.02±0.11
大腿直筋中央部(N)	1.10±0.13	1.07±0.10	1.11±0.11	1.16±0.12
大腿筋膜張筋部(N)	1.23±0.11	1.17±0.09	1.18±0.08	1.23±0.09
薄筋部(N)	0.79±0.11	0.77±0.12	0.80±0.10	0.81±0.09

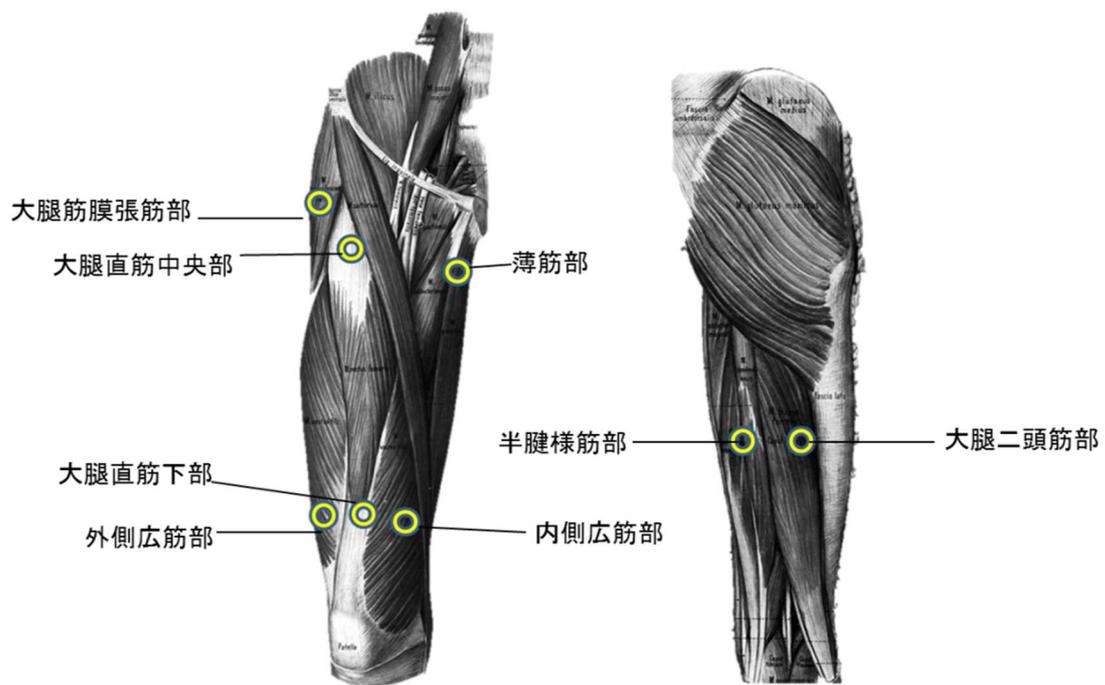


図6 右大腿部における筋硬度測定部位（前面・後面）  
 （出典：中川ら(2013). 日本カイロプラクティック徒手医学会誌より転載許可を得て引用）

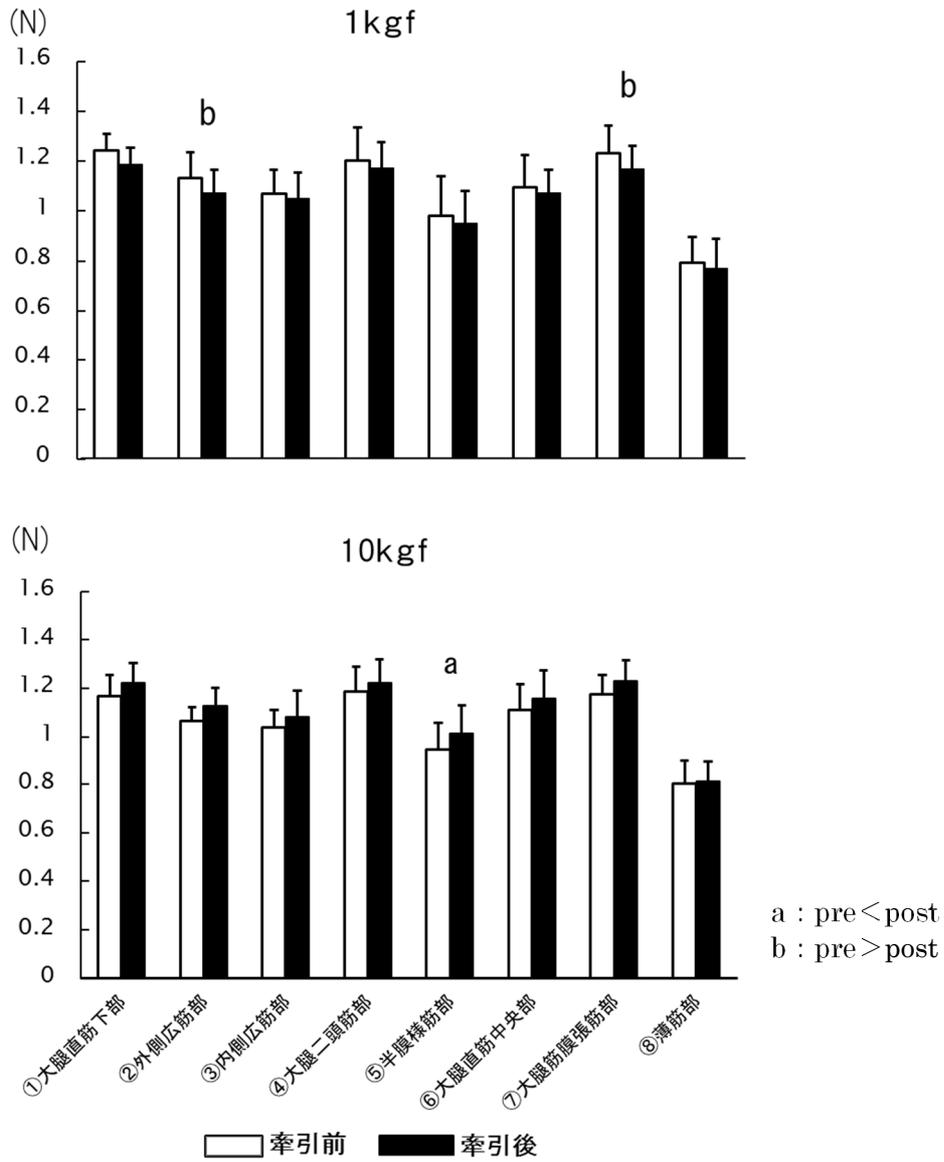


図 7. 1 kgf 牽引, 10 kgf 牽引による牽引前後の大腿部筋硬度



図 8. 大臀筋の腸脛靭帯（深層）停止付近の形態  
 （出典：松原ら(1999). 神戸大学医学部保健学科紀要を改変して記載）

## 第6章 研究課題3：股関節マイクロ牽引が脊髄興奮性に及ぼす影響

### 1. 目的

股関節マイクロ牽引の腰下肢部柔軟性向上（中川ら, 2011；中川ら, 2012；中川ら, 2013）の要因は、SLR 角度の制限因子であるハムストリングス、殿筋等の股関節周囲筋や靭帯、脊柱起立筋等の背部筋の筋弛緩であると考えられる。筋弛緩のメカニズムは、マイクロ牽引により筋紡錘等の関節受容器が刺激され、脊髄介在ニューロンに刺激が上行し、運動神経が抑制されることで筋弛緩が生じると考えられる。脊髄興奮性が増すと骨格筋は収縮し、脊髄興奮性が抑制されると骨格筋は弛緩する。つまり股関節マイクロ牽引で筋弛緩作用が得られるのは、固有受容器などへの刺激が、中枢神経系の指標である $\alpha$ 運動ニューロンの興奮性を抑制していることが考えられる。しかし、股関節マイクロ牽引の弛緩作用には、脊髄興奮性が関係しているのか検討されていない。

先行研究では、ストレッチングによる柔軟性向上の作用機序を明らかにするために、誘発筋電図が用いられている。中村ら（2014）は、ヒラメ筋に対するスタティックストレッチング効果を、H/M 波の最大振幅比を指標に検討した。その結果、スタティックストレッチング後で有意に低値を示したと報告した。つまり、スタティックストレッチングは脊髄興奮性を抑制することが示唆された。Robertson（2012）は、ヒラメ筋に対するスタティックストレッチング中に H 波が減少することを報告した。H 波の減少は、ストレッチングの筋伸張により、錘内筋線維または固有受容器における感受性の機能低下し、Ia 線維の入力が減少したことを表すと報告されている（Weir et.al, 2005）。

小山ら（2007）は、上肢に他動的に関節牽引操作を加えたときに、対側ヒラメ筋の脊髄運動ニューロンの興奮性にどのような影響を及ぼすかについて検討し、牽引量（3 kgf, 6 kgf, 9 kgf）が増えるとその興奮性も高まり、6 kgf 牽引以上で有意に高くなっ

たことを報告した。Hiraoka & Nagata (1998) は、関節牽引による固有受容器への刺激や牽引強度による違いを捉えるために、頸椎牽引の牽引強度の違い(3 kgf, 6 kgf, 9 kgf) が橈側手根屈筋の H 波に及ぼす影響について検討した。その結果、各牽引強度で H 波は促進し、特に 3 kgf で H 波の興奮性が高まることを報告している。小山ら(2007) と、Hiraoka & Nagata (1998) の報告は、牽引強度の点で相反しているが、牽引の施行によって  $\alpha$  運動ニューロンの興奮性が促進されることを明らかにしている。

H 波は、筋紡錘からの入力線維である Ia 感覚入力に対して  $\alpha$  運動ニューロンが発火した結果生じる複合筋電位である。これに対し F 波は、両側方向性伝導で運動神経線維を逆行性に伝導したインパルスが脊髄前角細胞を興奮させ、それによって生じた自己興奮インパルスが同じ運動神経線維を順行性に下行して誘発した筋活動電位である(廣瀬, 2007)。F 波の出現頻度は、振幅とともに運動ニューロンの興奮性の指標としても利用し得る(Yokota et al.,1992)。つまり、H 波と比較し、F 波は運動ニューロンの興奮性のみの影響を受けることから、脊髄興奮性の影響を検討するために F 波の測定は有用である。これらのことから、股関節マイクロ牽引の腰下肢柔軟性向上の作用機序の 1 つの要因として、関節固有受容器への刺激による脊髄運動ニューロンの興奮性の抑制の可能性が考えられる。

本研究の目的は、股関節牽引法の牽引力の違いがヒラメ筋 F 波に及ぼす影響を検討し、股関節マイクロ牽引による腰下肢柔軟性の向上が脊髄運動ニューロンの興奮性と関係するのかどうかを明らかにすることであった。

## 2. 方法

### 2.1. 被験者

被験者は、下肢や腰部に傷害をもたない健常男性 10 名 ( $21.6 \pm 0.5$  years) とした。被験者の身体特性は、身長  $170.0 \pm 3.7$  cm, 体重  $59.9 \pm 5.3$  kgf, BMI  $20.7 \pm 1.7$  kgf/m<sup>2</sup> であった。被験者には研究の趣旨および方法を口頭で説明し、文章で同意を得たのち

に実験を実施した。

## 2.2. 股関節牽引方法

牽引装置・牽引方法は、第4章における方法で述べた股関節牽引方法と同じであった。

## 2.3. 誘発筋電図測定

誘発筋電の測定には、誘発電位検査装置コンパス E/M (Nicolet 社製) を使用した。刺激神経は右後脛骨神経とし、被験筋は右ヒラメ筋とした (写真 5)。ヒラメ筋 F 波の収集方法及び分析方法について、後脛骨神経への刺激強度は、M 波が最大となる刺激強度の 120 % に設定し、刺激頻度 1.0 Hz で 32 回繰り返し刺激した。刺激電極は 2 極の表面刺激電極を用いた (電極間 150mm)。F 波の記録には Ag/AgCl ディスポーザブル電極を用い、ヒラメ筋の筋腹上に配置した (電極間 1200mm)。サンプリング周波数 4kHz, ハイパスフィルター 2kHz, ローパスフィルター 20Hz とし、分析対象波形は 32 回刺激の全波形とした。コンパス E/M で増幅した信号は、パソコンに取り込んで記録した。分析方法は、F 波のピーク値までの時間 (F 波潜時), F 波振幅の頂点間 (F 波振幅), M 波最大振幅における F 波の大きさの比 (F/M 波比), F 波出現頻度を求めた。F 波の出現例を図 9 に示す。F 波振幅は、F 波の峰の谷からピーク値までの高さを計測した。

## 2.4. 実験手順

牽引強度は、コントロール, 1 kgf と 10 kgf の 3 条件とした。被験者は、まず右側ヒラメ筋 F 波の測定を受ける。その後、右側股関節牽引を受ける。牽引後、右側ヒラメ筋 F 波の測定を受ける。被験者と条件間の測定順序の割り付けには、ラテン方格を用いた。コントロール, 1 kgf 牽引, 10 kgf 牽引の順で行う被験者 2 名, コントロー

ル、10 kgf 牽引、1 kgf 牽引の順で行う被験者 2 名、1 kgf 牽引、10 kgf 牽引、コントロールの順で行う被験者 2 名、1 kgf 牽引、コントロール、10 kgf 牽引の順で行う被験者 2 名、10 kgf 牽引、コントロール、1 kgf 牽引の順で行う被験者 1 名、10 kgf 牽引、1 kgf 牽引、コントロールの順で行う被験者 1 名を無作為に割り当てた。各条件間は 5 日間以上期間を空けて行った。

## 2.5. 統計分析

F 波潜時、F 波振幅、F/M 波比、F 波出現頻度について、牽引条件の違い（1 kgf、10 kgf 条件）と牽引前後の違いによる繰り返しありの 2 要因分散分析を行った。有意な F 値が得られた場合、Bonferroni 法による多重比較検定を行った（IBM, SPSS 19 J for Windows）。統計的有意水準は 5% 未満とした。

## 3. 結果

表 5 には、各条件の牽引前後における F 波潜時、F 波振幅、F/M 波比、F 波出現頻度の平均値と標準偏差を示す。

F 波潜時、F 波振幅、F/M 波比、F 波出現頻度について、牽引条件と牽引前後の要因に対する 2 要因分散分析を行った結果、F 波潜時、F 波振幅、F/M 比、F 波出現頻度のすべての要因において、有意な主効果、交互作用は認められなかった（図 10）。

## 4. 考察

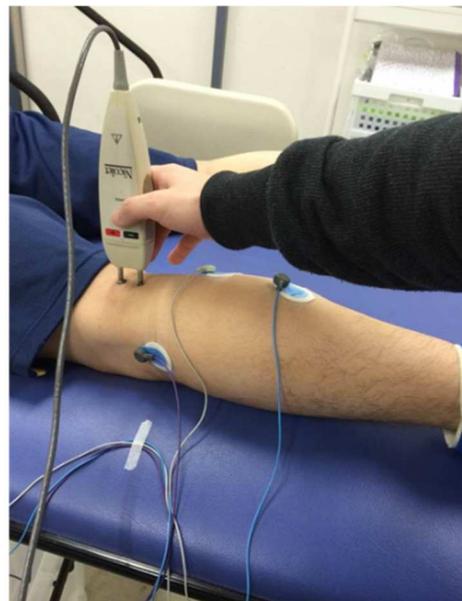
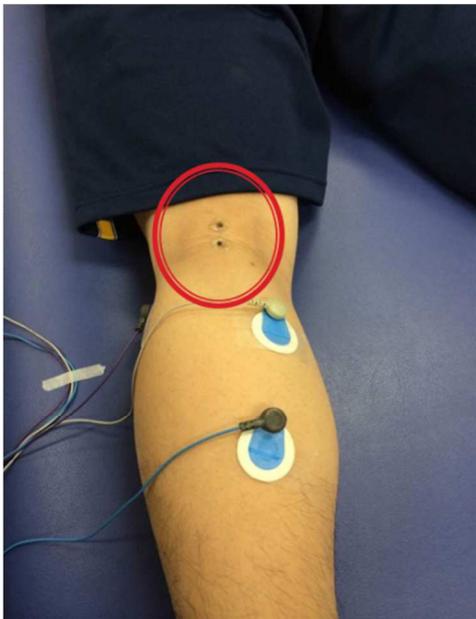
F 波は、運動神経末梢部刺激による  $\alpha$  運動ニューロンの逆行性興奮によるものとされ、(関西理学療法学会, 2007), 賦活される個々の運動単位は M 波と同一である。よって F 波は求心性、遠心性経路とも  $\alpha$  運動線維軸索を経て出現するものである。また F 波は、筋の等尺性収縮による運動ニューロン興奮性の増加で出現率の増加し、振幅が増大することが報告されている (藤原,2004)。出現頻度は、F 波の波形に参加する運

動単位数に影響され、振幅の F/M 比は運動単位の興奮度の上昇を示す (Schiller & Stalberg, 1978; 小松, 1988)。本研究では、股関節マイクロ牽引 (1 kgf 牽引) がヒラメ筋 F 波の興奮性に及ぼす影響について検討した。その結果、1 kgf, 10 kgf 牽引後のどちらにおいてもヒラメ筋 F 波に有意な変化は認められなかった。したがって、股関節マイクロ牽引 (1 kgf 牽引) は、10 kgf 牽引ともに  $\alpha$  運動ニューロンの興奮性を変えるものではなく、股関節マイクロ牽引は、脊髄運動ニューロンの興奮性を抑制するものではないことが明らかとなった。

ストレッチングによる脊髄興奮性への影響について、吉崎ら (2006) は、下腿三頭筋の他動的ヒラメ筋 H 波の変動を検証し、ストレッチング直後と 1 分後にヒラメ筋 H 波の振幅が減少し、脊髄興奮性が低下することを示唆した。それに対し、股関節マイクロ牽引後においては、F 波振幅の変化は認められなかった。股関節マイクロ牽引の腰下肢部柔軟性を向上させていないことが示唆された。スタティックストレッチングでは、関節を伸ばしたときゴルジ腱器管がその刺激を受容し、求心性 Ib 線維を介して、脊髄後角までインパルスが伝播され、介在ニューロンが脊髄運動ニューロンの興奮性を抑制し、筋緊張を低下させる (鈴木, 2013)。つまり股関節マイクロ牽引の腰下肢部柔軟性向上の効果 (研究課題 1) や大腿部前面外側筋の弛緩 (研究課題 2) は、スタティックストレッチングの作用機序とは異なると考えられる。また股関節マイクロ牽引は、脊髄運動ニューロンの興奮性を抑制するものではないことから神経生理学的要因とは別の作用機序が働いていると示唆される。それは、股関節ゆるみの肢位 (loose-packed position) での低強度牽引による解剖学的アライメントの改善である。

表 5. 各条件の牽引前後における F 波潜時, F 波振幅, F/M 波比, F 波出現頻度の  
 平均値と標準偏差

n=10	コントロール条件		1kgf 牽引		10kgf 牽引	
	pre	post	pre	post	pre	post
F 波出現率(%)	81.9 ± 9.4	81.3 ± 10.8	81.3 ± 15.4	76.8 ± 14.4	82.2 ± 14.7	75.1 ± 20.2
F 波潜時(ms)	33 ± 1	33 ± 1	33 ± 1	33 ± 2	34 ± 2	33 ± 2
F 波振幅(μV)	211 ± 42	198 ± 54	169 ± 42	162 ± 54	184 ± 50	197 ± 84
振幅 F/M 波比(%)	0.9 ± 0.3	0.9 ± 0.2	1.1 ± 0.3	1.1 ± 0.4	1.1 ± 0.3	1.2 ± 0.2



**刺激部位**  
M波が最大となる刺激  
強度の120%で刺激

**測定方法**

写真5. ヒラメ筋 F 波の測定

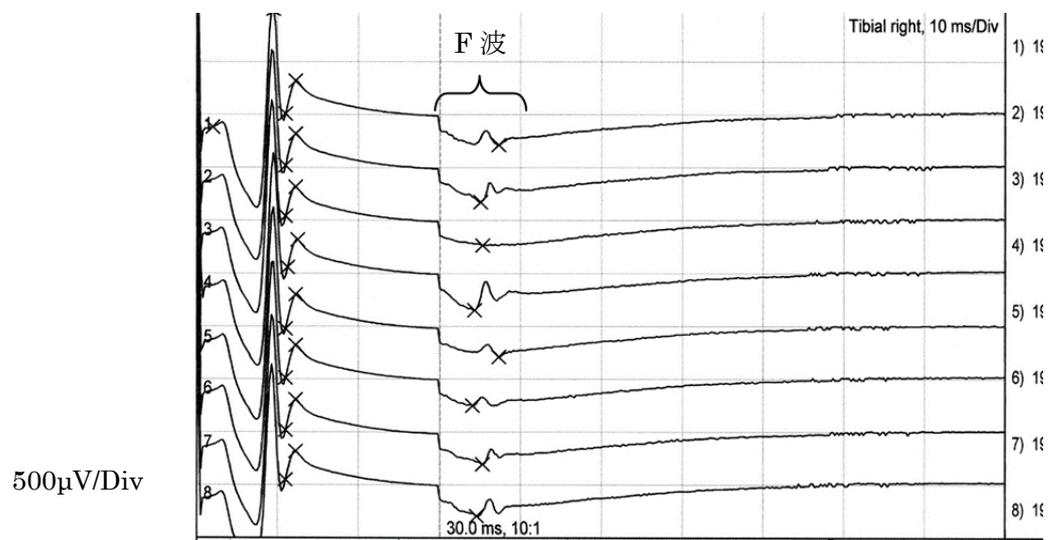
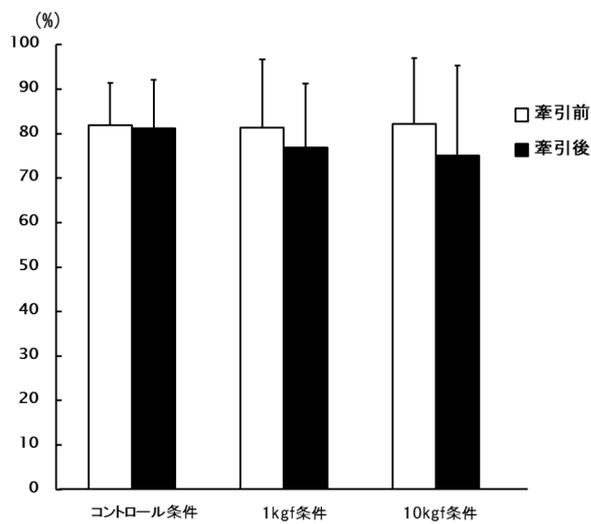
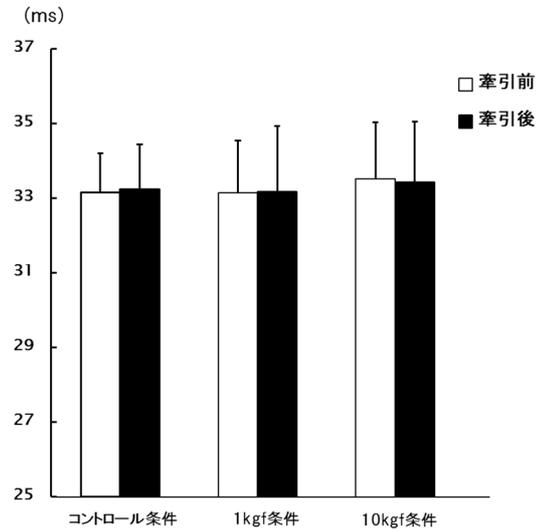


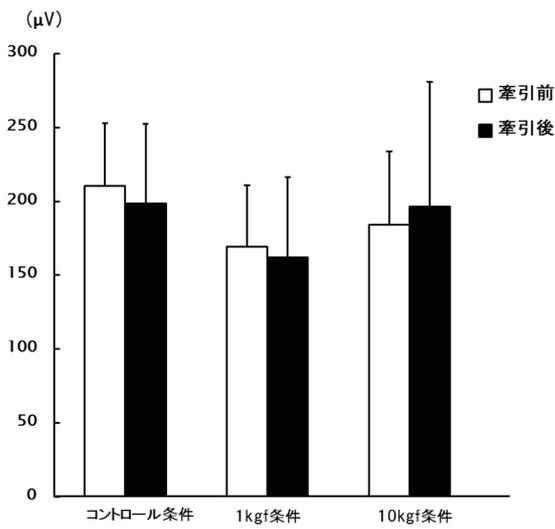
図 9. F 波の出現例



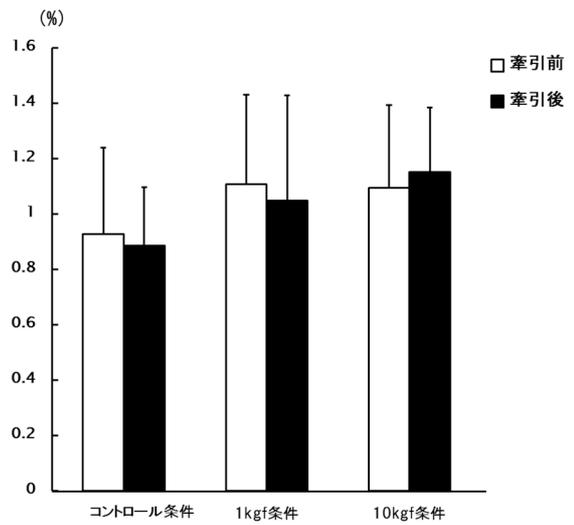
F 波出現率



F 波潜時



F 波振幅



振幅 F/M 波比

図 10. 各条件の牽引前後における F 波出現率, F 波潜時, F 波振幅, F/M 波比



写真 6. 股関節ゆるみの肢位 (loose-packed position)  
(股関節屈曲 30° , 外転 30° , 軽度外旋の肢位)

## 第7章 研究課題4:股関節マイクロ牽引が非特異的腰痛の腰痛感に及ぼす即時的効果

### 1. 目的

腰痛の発症や慢性化には、心理的なストレスが関与しており、画像検査などでも原因が特定できない腰痛（非特異的腰痛）が大半を占める（日本整形外科学会・日本腰痛学会, 2012）。この非特異的腰痛は、いわゆるぎっくり腰やストレスが原因となっているものを含み、全体の85%を占めるという報告がある（Deyo et al., 1992）。つまり腰痛は、明確な診断や治療方針を決めることが困難な症状でもある。腰痛や股関節障害などに伴う股関節の可動域制限は、臨床上、よく見られる所見である（吉田・見松, 2005; 佐藤, 2006）。また SLR 角度や体幹前屈可動域等の評価項目は、腰痛評価の指標として用いられることが多い（佐藤, 2006; Ekedahl et al., 2010; 小田ら 2002）。動作中の股関節可動域の減少は、腰部の回旋ストレスへの増大へ連鎖するという報告（阿部ら, 1999）や、股関節可動域の低下や下肢スティッフネスの増大は、代償的に腰椎骨盤及びその周囲筋への負荷を増大させ、腰痛を悪化させることが示唆されている（井上ら, 2013; 福本ら, 2014）。つまり腰痛の原因に股関節可動域制限があり、それを改善することで腰痛症状が改善させると考えられる。股関節マイクロ牽引に関する先行研究では、腰下肢部柔軟性の向上が明らかにされており、（中川ら, 2011 ; 中川ら, 2012 ; 中川ら, 2013）。研究課題1では、その客観性が確認されている。したがって、股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上は、腰痛症状を改善させると考えられる。

本研究の目的は、股関節牽引における牽引力（1 kgf, 10 kgf）の違いが、腰痛者を対象に、SLR 角度、主観的腰痛感、腰部圧痛閾値に及ぼす影響について検討し、非特異的腰痛保持者の股関節可動域と主観的腰痛感に及ぼす影響を明らかにすることであった。

## 2. 方法

### 2.1. 被験者

被験者は、片側に腰痛があり、他の既往を持たない男子学生 12 名 ( $21.2 \pm 0.6$  years) とした。被験者の身体特性は、身長  $169.9 \pm 5.1$  cm, 体重  $61.6 \pm 4.4$  kg, BMI  $21.3 \pm 1.1$  kg/m<sup>2</sup>であった。腰椎椎間板ヘルニア、分離すべり症、脊柱管狭窄症などの病変が認められる腰痛被験者は除外した。片側の腰痛については、被験者の自覚症状と検者による腰痛部位の触診で判断し、18名の腰痛被験者から12名を抽出した（左側腰痛5名、右側腰痛7名）。全対象者に対して、本研究の目的・方法を説明し、協力の同意を得て実施した。被験者には研究の趣旨および方法を口頭で説明し、文章で同意を得たのちに実験を実施した。

### 2.2. 股関節牽引方法

牽引装置・牽引方法は、第4章における方法で述べた股関節牽引方法と同じであった。

### 2.3. SLR 角度測定

SLR 角度測定は、第4章における方法で述べた SLR 角度測定と同じであった。

### 2.4. 腰痛感の主観的評価

腰痛感と体幹前屈時の大腿後面のつっぱり感の主観的評価には、VAS を用いた。VAS は 100 mm の目盛りのない横線上で、両端を最小と最大の症状とし、現在の症状の程度を記入させ、その値を最小点から測定し、ミリメートル単位で記録した。

### 2.5. 圧痛閾値測定法

圧痛測定は、検者の母指を用い直径 5 mm のひずみゲージで腰痛側と非腰痛側の仙

腸関節部，腸骨稜部，脊柱起立筋部に対して徐々に圧を加えていき，被験者が痛みを感じた数値を 1/10 ニュートン単位で測定した（昭和測器, DS-6000）。計測肢位は座位で行った（写真 7）

## 2.6. 実験手順

それぞれの被験者の腰痛側の股関節に対し，牽引を行った。牽引条件は，無牽引のコントロール条件，1 kgf または 10 kgf の 3 条件であった。各条件間は 5 日間以上期間を空けて行った。被験者と条件間の測定順序の割り付けには，ラテン方格を用いた。被験者は，まず SLR 角度測定を受け，腰痛感と体幹前屈時の大腿後面のつっぱり感の visual analogue scale (VAS) の主観的評価を行った。次に坐位で，腰痛側と非腰痛側の仙腸関節部，腸骨稜部，脊柱起立筋部の圧痛閾値の測定を受ける。その後，仰臥位で腰痛側の股関節牽引を受ける。牽引後，再度，SLR 角度測定を受け，腰痛感 VAS と体幹前屈時 VAS の主観的評価を行い，圧痛閾値の測定を受けた。

## 2.7. 統計分析

統計処理は，SLR 角度と圧痛閾値について，牽引条件の違い（コントロール，1kgf，10kgf 条件）と牽引前後の違い，牽引側の違い（あり，なし）による繰り返しありの 3 要因分散分析を行った。VAS については，牽引条件の違いと牽引前後の違いによる繰り返しありの 2 要因分散分析を行った。有意な F 値が得られた場合，Bonferroni 法による多重比較検定を行った（IBM SPSS 19 J for Windows）。統計的有意水準は 5% 未満とした。

## 3. 結果

表 6 には，各条件の牽引側と非牽引側の牽引前後における SLR 角度と仙腸関節部，腸骨稜部，脊柱起立筋部の圧痛閾値の平均値と標準偏差を示す。表 7 には，各条件の

牽引前後における腰痛感 VAS と体幹前屈時 VAS の平均値と標準偏差を示す。

SLR 角度について牽引条件（コントロール, 1kgf, 10kgf）、牽引前後、牽引側（あり, なし）の要因に対する 3 要因分散分析を行った結果、牽引前後の要因に主効果がみられた ( $F(1,11)=128.74, p<0.01$ )。さらに、牽引条件、牽引前後、牽引側の 3 つの要因に交互作用が認められた ( $F(2,22)=25.70, p<0.01$ )。2 次の交互作用が認められたため、牽引側と非牽引側について下位検定を行った。

牽引側について牽引条件と牽引前後の違いによる 2 要因分散分析を行った結果、牽引前後の要因に主効果がみられ ( $F(1,11)=104.82, p<0.01$ )、2 つの要因に交互作用が認められた ( $F(2,22)=43.60, p<0.01$ )。多重比較の結果、SLR 角度は 1 kgf 牽引条件において、牽引前 ( $63.1^\circ$ ) より牽引後 ( $76.0^\circ$ ) 有意に増加し、コントロール条件と 10 kgf 牽引条件では、牽引前後で有意差は認められなかった (図 11 (A))。非牽引側について牽引条件と牽引前後の違いによる 2 要因分散分析を行った結果、牽引前後の要因に主効果がみられたが ( $F(1,11)=65.50, p<0.01$ )、他の要因による主効果、交互作用は認められなかった (図 11(B))。つまり全ての条件において牽引前 ( $67.7^\circ$ ) よりも牽引後 ( $70.3^\circ$ ) で有意に大きくなった。

腰痛 VAS については、牽引条件、牽引前後の要因に対する 2 要因分散分析を行った結果、牽引前後において主効果が認められ ( $F(1,11)=21.88, p<0.01$ )、牽引条件と牽引前後の 2 つの要因に交互作用が認められた ( $F(2,22)=17.14, p<0.01$ )。多重比較の結果、腰痛 VAS は 1 kgf 牽引条件において、牽引前 (42 mm) より牽引後 (20 mm) の方が有意に小さく、コントロール条件と 10 kgf 牽引条件では、牽引前後で有意差は認められなかった (図 12)。

体幹前屈 VAS について、2 要因分散分析を行った結果、牽引前後の要因に対する主効果が認められた ( $F(1,11)=142.12, p<0.01$ )。また牽引条件と牽引前後の 2 つの要因に交互作用が認められた ( $F(2,22)=6.48, p<0.01$ )。多重比較の結果、体幹前屈 VAS は 1 kgf 牽引条件において、牽引前 (58 mm) より牽引後 (36 mm) の方が有意に小さ

く、コントロール条件と 10 kgf 牽引条件では、牽引前後で有意差は認められなかった (図 12)。

各測定部位 (仙腸関節部, 腸骨稜部, 脊柱起立筋部) の圧痛閾値は, 表 6 に示すとおりであった。仙腸関節部の圧痛閾値について 3 要因分散分析を行った結果, 牽引前後の要因に主効果がみられた ( $F(1,11)=15.93, p<0.01$ )。さらに, 牽引条件, 牽引前後, 牽引側の 3 つの要因に交互作用が認められた ( $F(2,22)=7.37, p<0.01$ )。2 次の交互作用が認められたため, 牽引側と非牽引側について下位検定を行った。牽引側について牽引条件と牽引前後の違いによる 2 要因分散分析を行った結果, 牽引前後の要因に主効果がみられ ( $F(1,11)=27.51, p<0.01$ ), 2 つの要因に交互作用が認められた ( $F(2,22)=17.53, p<0.01$ )。多重比較の結果, 圧痛閾値は 1 kgf 牽引条件において, 牽引前 (29.4 N) より牽引後 (40.2 N) 有意に増加し, コントロール条件と 10 kgf 牽引条件では, 牽引前後で有意差は認められなかった。非牽引側について牽引条件と牽引前後の違いによる 2 要因分散分析を行った結果, 有意な主効果, 交互作用は認められなかった。

腸骨稜部の圧痛閾値について, 3 要因分散分析を行った結果, 牽引前後の要因に主効果がみられ ( $F(1,11)=11.13, p<0.01$ ), 牽引後の圧痛閾値が有意に増加した (2.8 vs 3.0kgf)。また牽引側と牽引前後の要因に交互作用が認められた ( $F(1,11)=6.71, p<0.05$ )。多重比較の結果, 牽引側の圧痛閾値は, 牽引前 (26.5 N) より牽引後 (30.4 N) の方が有意に大きく, 非牽引側の圧痛閾値は, 牽引前後で有意な差は認められなかった。また牽引条件と牽引前後の要因に交互作用が認められた ( $F(2,22)=13.64, p<0.05$ )。多重比較の結果, 1 kgf 牽引条件の圧痛閾値は, 牽引前 (25.6 N) より牽引後 (32.3 N) の方が有意に大きく, 他の条件では有意な差は認められなかった。つまり, 1 kg 牽引条件において両側 (牽引側・非牽引側) で上昇することが認められた。

脊柱起立筋部においては, すべての要因に有意な主効果, 交互作用は認められなかった。

#### 4. 考察

股関節マイクロ牽引が非特異的腰痛の腰痛感に及ぼす即時的効果について、SLR 角度、主観的腰痛感、腰部圧痛閾値に及ぼす影響について検討した。その結果、SLR 角度は 1 kgf 牽引条件において、牽引前より牽引後に有意に増加し、コントロール条件と 10 kgf 牽引条件では、牽引前後で有意差は認められなかった。また、股関節 1 kgf 牽引は、腰痛感 VAS と体幹前屈時 VAS を有意に減少させることが認められた。牽引後の圧痛閾値は、仙腸関節で牽引側が上昇し、腸骨稜部で両側（牽引側・非牽引側）が上昇することが認められた。つまり股関節マイクロ牽引（1 kgf 牽引）は非特異的腰痛保持者の腰下肢部柔軟性を向上させ、主観的腰痛感、腰部圧痛の改善に効果的であることが示唆された。

股関節マイクロ牽引による主観的腰痛感の有意に改善は、股関節の柔軟性の向上が関連していると考えられる。腰痛の評価法として、SLR 角度を用いることの有用性が示されている（佐藤, 2006; Ekedahl et al., 2010; 小田ら, 2002）。また股関節可動域の減少は、腰部の回旋ストレスを増大させ（阿部ら, 1999）、代償的に腰椎骨盤及びその周囲筋への負荷が増すため、腰痛を悪化させるとの報告がある（井上ら, 2013; 福本ら, 2014）。股関節マイクロ牽引は、腰痛保持者の腰痛側（牽引側）の股関節可動域を向上させるため、腰部の回旋ストレスが減少し、腰椎骨盤及びその周囲筋への負荷が低下することで腰痛 VAS と体幹前屈時 VAS が減少したと考えられる。

圧痛閾値は、股関節マイクロ牽引の施行後に仙腸関節の牽引側と、腸骨稜部の両側（牽引側・非牽引側）で上昇することが認められた。圧痛閾値は筋の緊張状態に変化するため、筋が弛緩したことによって、圧痛が改善したと考えられる。牽引側の仙腸関節部と腸骨稜部と圧痛閾値の上昇は、1 kgf 牽引における大腿後面の弛緩が、腸骨稜に付着する腰方形筋や脊柱起立筋等の弛緩を引き起こしたと考えられる。研究課題 2 で、股関節マイクロ牽引後、大腿前面外側部（大腿筋膜張筋部、外側広筋部）の筋硬度の低下が認められた。大腿筋膜張筋は、腸脛靭帯と繋がっているため、腸脛靭帯を

介して連結している大腿後面筋の大殿筋，大腿二頭筋短頭（荒川，2009）のスティッフネスも軽減していると示唆される。よって，1 kgf 牽引における大腿後面の弛緩が，アナトミートレイン（Thomas, 2009）の中で述べられている浅後線の筋膜の結合に沿って腸骨稜に付着する腰方形筋や脊柱起立筋等の筋緊張の弛緩を引き起こしたと考えられる。アナトミートレインとは，頭から足まで，また中心部から末梢までを結合しながら人体を蛇行する骨と筋膜の結合のことである。浅後線はアキレス腱，ハムストリング，仙結節靭帯，胸腰筋膜，脊柱起立筋を通過するラインであり，このラインに沿って筋緊張が緩和されることで，仙腸関節部と腸骨稜部の圧痛が改善したと考えられる。また，牽引を施行していない非牽引側の腸骨稜部の圧痛閾値の上昇と SLR 角度の増加がみられたことは，牽引側の股関節アライメントの整合性が向上し，大腿骨大転子・小転子と腸骨を連結する中殿筋，小殿筋，腸腰筋等の股関節周囲筋のスティッフネスが改善し，骨盤アライメントを適正化したことが考えられる。その結果，骨盤アライメントの適正化が非牽引側の骨盤付着筋等を弛緩させ，腸骨稜部の軟部組織の負荷が減少したことが考えられる。

表 6. 牽引側と非牽引側の牽引前後における SLR 角度と仙腸関節部, 腸骨稜部, 脊柱起立筋部の圧痛閾値の平均値と標準偏差

n=12		牽引側			非牽引側		
		コントロール条件	1kgf 条件	10kgf 条件	コントロール条件	1kgf 条件	10kgf 条件
SLR 角度 (°)	pre	65.5±9.6	63.1±8.7	64.9±9.0	67.7±9.8	68.8±11.6	66.9±10.3
	post	69.1±9.4	76.0±6.9	68.8±9.0	69.6±10.5	71.5±11.0	70.1±10.0
仙腸関節部 (N)	pre	33.3±10.8	29.4±7.8	31.4±8.8	37.2±9.8	35.3±4.9	38.2±8.8
	post	32.3±11.8	40.18±7.8	31.4±6.9	38.2±8.8	38.2±6.9	39.2±6.9
腸骨稜部 (N)	pre	27.4±4.9	24.5±2.9	25.5±3.9	32.3±6.7	26.5±3.9	27.4±3.9
	post	28.4±6.9	34.3±6.9	27.4±3.9	29.4±4.9	30.4±5.9	29.4±6.9
脊柱起立筋部 (N)	pre	40.2±5.9	38.2±5.9	37.2±7.8	45.1±8.8	39.2±4.9	39.2±6.9
	post	38.2±7.8	43.1±7.8	40.2±7.8	44.1±9.8	43.1±5.9	38.2±6.9

表 7. 各牽引条件における牽引前後の腰痛感 VAS と体幹前屈時 VAS の  
 平均値と標準偏差

n=12	コントロール		1kgf 牽引		10kgf 牽引	
	pre	post	pre	post	pre	post
腰痛感 VAS(mm)	40 ± 20	34 ± 17	42 ± 17	20 ± 9	38 ± 14	37 ± 14
前屈時 VAS(mm)	56 ± 18	47 ± 16	58 ± 16	36 ± 18	54 ± 14	52 ± 17

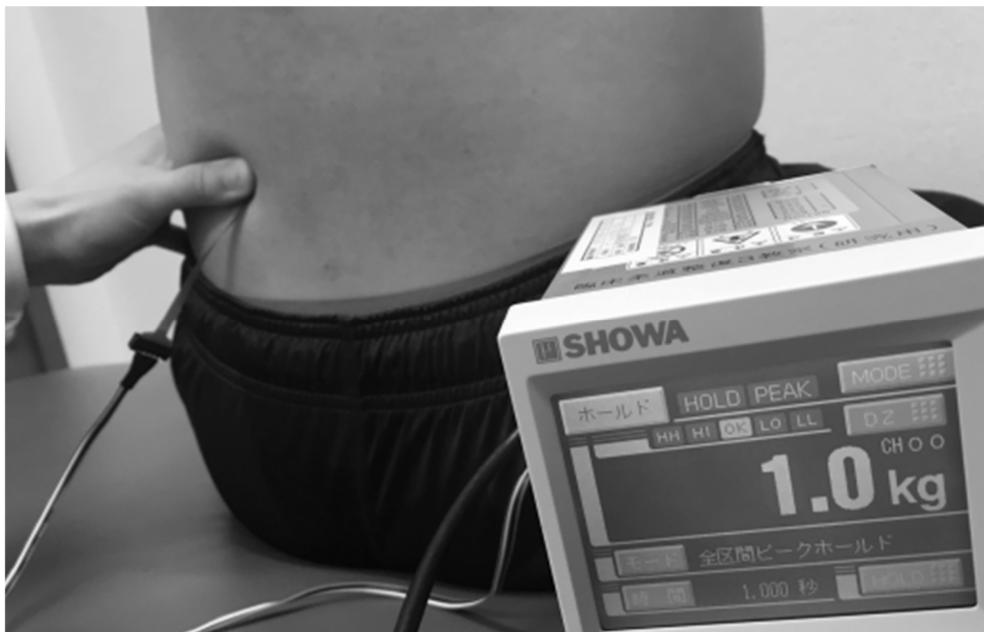


写真 7. 母指を用いた左腸骨稜の圧痛閾値の測定例

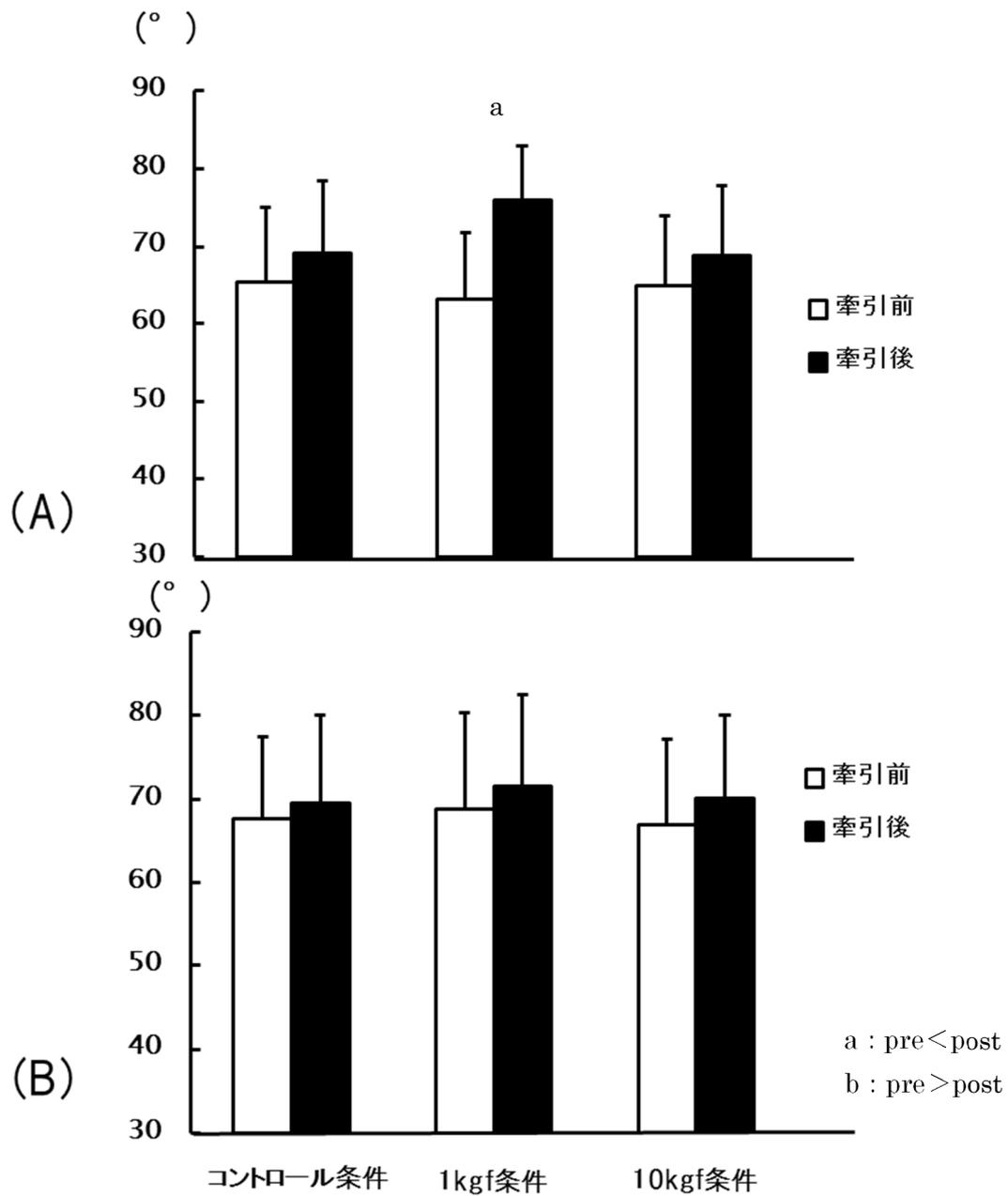
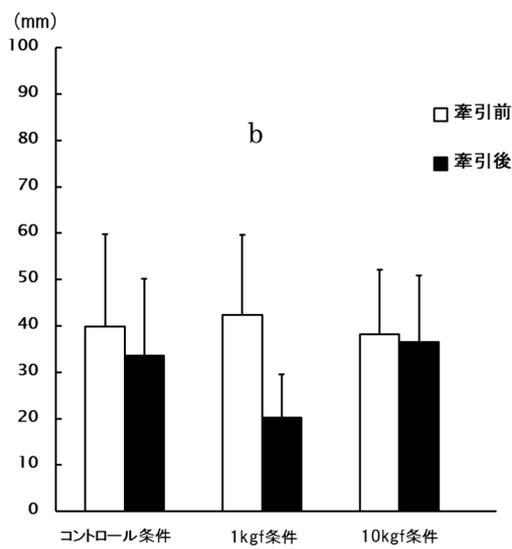
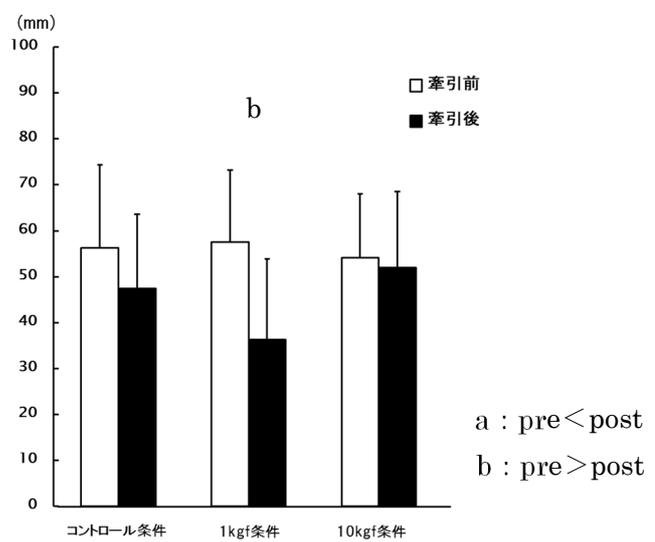


図 11. 牽引側(A)と非牽引側(B)における各牽引条件の牽引前後 SLR 角度



腰痛感 VAS



体幹前屈時 VAS

図 12. 各牽引条件における牽引前後の腰痛感 VAS と体幹前屈時 VAS

## 第8章 研究課題5：股関節マイクロ牽引が股関節外転力に及ぼす影響

### 1. 目的

股関節の筋力は、歩行動作や階段昇降動作などの日常生活動作を行う上で、重要な身体機能を担っている。最大歩行速度には、膝伸展力が大きく関与しているが、快適歩行速度には股関節外転力が関与していることが知られている (Bohannon, 1997)。また、股関節外転力は、骨盤を水平面に保つ働きを担っている (Neumann, 2010)。このように股関節外転力は、歩行やスポーツ動作時の安定性に関与しており、股関節の柔軟性ととも重要である。

股関節外転の主動筋は中殿筋、小殿筋、大腿筋膜張筋であり、腸腰筋やハムストリングスと合わせて骨盤と大腿骨に付着している。つまり、これら股関節周囲筋のスティッフネスは、骨盤のアライメントと関連していることが考えられる。

山田ら (2004) は、矢状面における骨盤傾斜角度をゴニオメーターで計測し、中間位における股関節外転筋力が、前傾位、後傾位と比較し高くなることを報告した。また西ら (2011) は、前額面における骨盤傾斜角度の中間位が、挙上位、下制位よりも高い股関節外転力を有することを報告した。つまり、股関節外転力は、骨盤アライメントの変化に影響されることが考えられる。

股関節マイクロ牽引は、研究課題1で客観性が確認されたように、腰下肢部柔軟性が有意に向上させることが報告されている (中川ら, 2011; 中川ら, 2012; 中川ら, 2013)。腰下肢部柔軟性の制限因子は、ハムストリングス、殿筋等の股関節周囲筋や靭帯、関節包、脊柱起立筋等の緊張であることから、股関節マイクロ牽引は、これらの関節可動域制限因子を除去していることが考えられる。これは、股関節ゆるみの肢位による牽引が、股関節の整合性を高めた結果であると推察される。

また研究課題2では、股関節マイクロ牽引後、大腿筋膜張筋、外側広筋の筋硬度が低下することを報告している。つまり、大腿部前面外側の筋スティッフネスが改善していることが考えられる。大腿筋膜張筋は、腸脛靭帯と繋がっているため、腸脛靭帯

を介して連結している大殿筋，大腿二頭筋短頭のスティッフネスも軽減していると示唆される。また股関節マイクロ牽引による股関節アライメントの整合性は，大腿骨の位置決めに寄与しているため，大腿骨大転子・小転子と腸骨を連結する中殿筋，小殿筋，腸腰筋や，仙骨・恥骨を連結する短外旋筋のスティッフネスにも影響していると推察される。これら股関節周囲の軟部組織のスティッフネス改善は，骨盤アライメントを適正化し，股関節外転力を向上させると推察される。

本研究の目的は，股関節牽引法の牽引力の違いが，股関節外転力に及ぼす影響を検討し，股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上と股関節外転力の関連性を明らかにすることであった。

## 2. 方法

### 2.1. 被験者

被験者は，下肢や腰部に傷害をもたない健常男性 8 名 ( $22.8 \pm 2.1$  years) とした。被験者の身体特性は，身長  $171.8 \pm 3.8$  cm，体重  $62.1 \pm 4.6$  kg，BMI  $21.1 \pm 1.3$  kg/m<sup>2</sup> であった。被験者には研究の趣旨および方法を口頭で説明し，文章で同意を得たのちに実験を実施した。

### 2.2. 股関節牽引方法

牽引装置・牽引方法は，第 4 章における方法で述べた股関節牽引方法と同じである。

### 2.3. 股関節外転力測定方法

股関節外転力の測定には，筋力測定器 (OG 技研社製, IsoforceGT310) を使用した。筋力測定器の設置は，筋力測定のロードセルと壁の間にゴムシート (縦 30cm 横 30cm 厚さ 0.5cm) を挟み，筋力測定時にロードセルが動かないように固定した (写真 8)。測定肢位は仰臥位で，股関節 20° 屈曲位・20° 外転位・内旋位とした。被験者には，

測定開始肢位で壁に設置したセンサーに下腿遠位端外側部を当て、外転方向である壁に向かって最大の力で4秒間センサーを押すように指示した。測定は牽引前後に左右3回ずつ連続で測定を行い、各々の最大筋力を計測した。それらの平均を代表値として用いた

#### 2.4. 実験手順

牽引条件は、1kgfおよび10kgfの2条件とした。各条件間は5日間以上期間を空けて行った。牽引順序は、1kgf牽引、10kgf牽引の順で行う被験者4名、10kgf牽引、1kgf牽引の順で行う被験者4名を無作為に割り当てた。また左右の牽引順序は、各条件間で均等になるように割り当てた。

被験者は、股関節外転力の筋力測定を左右両側で受ける。牽引後、再度股関節外転力の筋力測定を受ける。

#### 2.6. 統計分析

股関節外転力について、左右の違い、牽引条件の違い(1kgf, 10kgf条件)、牽引前後の違いによる繰り返しありの3要因分散分析を行った。有意なF値が得られた場合、Bonferroni法による多重比較検定を行った(IBM, SPSS 19 J for Windows)。統計的有意水準は5%未満とした。

### 3. 結果

表7には、各条件の牽引前後における左右股関節外転力の平均値と標準偏差を示す。

股関節外転力の、左右、牽引条件、牽引前後、の要因に対する3要因分散分析を行った結果、牽引条件と牽引前後において主効果が認められ( $F(1,7)=10.29$   $p<0.05$ ;  $F(1,7)=83.06$ ,  $p<0.05$ )、牽引条件と牽引前後の2つの要因に交互作用が認められた( $F(1,7)=24.12$ ,  $p<0.05$ )。多重比較の結果、左右股関節外転力は1kgf牽引条件にお

いて、牽引前（128.0 N）より牽引後（149.9 N）の方が有意に大きく、10 kgf 牽引条件では、牽引前後で有意差は認められなかった（123.0 vs 124.2 N）。(図 13)。

#### 4. 考察

股関節マイクロ牽引（1 kgf 牽引）が股関節外転力に及ぼす影響について検討した。股関節外転力は 1 kgf 牽引条件において、牽引前より牽引後の方が有意に大きく、10 kgf 牽引条件では、牽引前後で有意差は認められなかった。つまり、1 kgf 牽引は、股関節外転力を有意に向上させることが認められた。これは股関節マイクロ牽引が骨盤アライメントを改善させていることを示唆している。

研究課題 1 で股関節マイクロ牽引の客観性が確認され、腰下肢部柔軟性が有意に向上させることが報告されている（中川ら, 2011；中川ら, 2012；中川ら, 2013）。これは、股関節ゆるみ肢位での低強度長軸牽引が、股関節の整合性を向上させていると考えられる。股関節の整合性は、大腿骨と寛骨の位置関係の改善をもたらすため、SLR 角度の制限因子であるハムストリングス、脊柱起立筋だけでなく、中殿筋、腸腰筋、小殿筋、短外旋筋にも弛緩作用を及ぼすことが推察される。これら股関節周囲の軟部組織のスティッフネスの改善が骨盤アライメントを中間位に適正化させたと示唆される。骨盤アライメントが中間位になることにより、主動筋である中殿筋、小殿筋、大腿筋膜張筋のつっぱり感がとれ、股関節外転筋力が向上したと考えられる。

山田ら（2004）は、仰臥位での矢状面上の鉛直線と、上前腸骨棘と上後腸骨棘を結んだ線とのなす角度をゴニオメーターで計測し、骨盤傾斜角度とした。下肢伸展自然仰臥位で骨盤傾斜角が中間位するとき、前傾位と後傾位よりも、股関節外転力が高くなることを報告した。また西ら（2011）は、仰臥位で左右同じ高さの板を両側足底に当てた肢位の中間位、利き足の足底に 1.5, 3.0 cm の板を入れ骨盤挙上を促した挙上位、非利き足の足底に 1.5, 3.0 cm の板を入れ、利き足の骨盤下制を促した下制位とした。このとき利き足の股関節外転力は、中間位で最も高くなることを報告した。つまり、

股関節外転力は、骨盤アライメントの前傾・後傾、挙上・下制における中間位で最も高くなるということである。

一般的に、ダイナミックストレッチングでは、施行後、柔軟性が向上し、筋力が向上する（岡山ら, 2015）。股関節マイクロ牽引は、腰下肢部柔軟性が有意に向上させることから（中川ら, 2011；中川ら, 2012；中川ら, 2013）、ダイナミックストレッチングと同様の結果が示された。しかし、ダイナミックストレッチングは、関節を動かし筋を随意的に収縮させることで、筋の相反性抑制や筋温の上昇をもたらしているが（魚住, 2005）、股関節マイクロ牽引は関節運動を伴わないため、筋力向上の作用機序が異なると考えられる。また、10 kgf 牽引後に筋力向上が認められなかったのは、強い力による牽引では、股関節において引っ張られることに対抗する防御的活動が生じるためと考えられる。この防御的反応は、股関節周囲筋や靭帯、関節包の緊張をもたらすため、骨盤アライメントの改善に至らなかったと推察される。

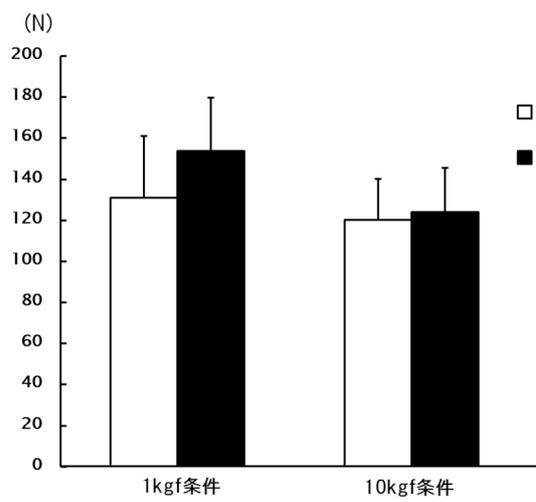
よって、股関節マイクロ牽引において股関節の整合性が高まった結果、股関節周囲にある軟部組織のスティッフネスが軽減され、骨盤アライメントが中間位に改善することが示唆された。この骨盤アライメントの改善が外転筋力を向上させたと考えられる。股関節外転筋によって生じる力は、歩行時の片側立脚相で生じ、前額面の安定性を保持することに使われ、同時に股関節の関節間力のほとんどを占めていることから（Neumann, 2010）、本研究の股関節外転力の測定肢位は、静的な最大筋力あり、動的な反応時間、または動作時の筋出力を調整する能力などを考慮しなければ、確定した結論は得られないが、股関節マイクロ牽引により、腰下肢部柔軟性が向上し、股関節外転力が向上することから、歩行時の前額面の安定性向上により、歩行能力や歩容が向上する可能性が推察される。

表 8. 各条件における牽引前後の股関節外転力の平均値と標準偏差

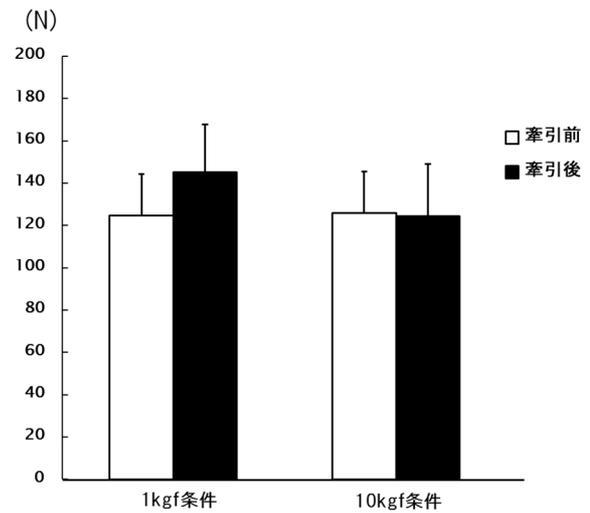
n=8		1kgf 牽引		10kgf 牽引	
		左	右	左	右
股関節外転力 (N)	pre	131.2±30.0	124.8±19.6	120.3±19.8	125.7±19.8
	post	153.9±25.7	145.1±22.8	124.0±21.5	124.4±24.6



写真 8. 股関節外転力の測定方法



左股関節外転筋力



右股関節外転筋力

図 13. 各牽引条件による牽引前後の左右股関節外転筋力

## 第9章 総括

### 第1節 結論

本研究の主要な目的は、股関節マイクロ牽引（1kgf 牽引）による腰下肢部柔軟性の向上の客観性を検討し、その発生機序および腰痛と股関節筋力に及ぼす影響を明らかにすることであった。

研究課題1では、股関節マイクロ牽引が腰下肢部柔軟性（SLR 角度）に及ぼす影響の客観性を明らかにするために、検者を2人にし、牽引条件と検者の順序効果を除く実験デザインを用いて検討した。その結果、検者の違いに関わらず、1 kgf 牽引が SLR 角度を有意に向上させることが認められ、股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性向上の客観性が確認された。

研究課題2では、股関節マイクロ牽引が腰下肢部柔軟性を向上させる要因の軟部組織の弾性に及ぼす影響を明らかにするために、股関節牽引法の牽引力の違い（1 kgf 牽引、10kgf 牽引）と大腿部の筋硬度の関連性を検討した。その結果、1 kgf 牽引が大腿前面外側部（大腿筋膜張筋部と外側広筋部）の筋硬度の改善に効果的であったのに対し、10 kgf 牽引では大腿後面内側部（半腱様筋部）の筋硬度が増加することが認められた。大腿部前面外側の大腿筋膜張筋が付着する腸脛靭帯は、腰下肢部柔軟性を制限させる因子の大殿筋や大腿二頭筋と連結し、大転子の後面にも付着する。これらの筋の弛緩は、腰下肢部柔軟性の向上をもたらすと考えられる。つまり腰下肢部柔軟性の向上の要因には、大腿部前面外側の筋の弛緩作用が関係していることが確認された。

研究課題3では、股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上が脊髄運動ニューロンの興奮性と関係するのかどうかを明らかにするために、股関節牽引法の牽引力の違いがヒラメ筋 F 波に及ぼす影響を検討した。その結果、1 kgf 牽引、10 kgf 牽引の前後でヒラメ筋 F 波の振幅、潜時に有意な変化が認められなかった。したがって、股関節マイクロ牽引は、脊髄運動ニューロンの興奮性を抑制するものではないこ

とが明らかとなった。

研究課題 4 では、股関節マイクロ牽引が非特異的腰痛保持者の股関節可動域と主観的腰痛感に及ぼす影響について明らかにするために、若年腰痛者を対象に、SLR 角度、主観的腰痛感、腰部圧痛閾値を検討した。その結果、1 kgf 牽引は、牽引側の SLR 角度を有意に増加させ、腰痛感 VAS と体幹前屈時のつっぱり感 VAS を有意に減少させることが認められた。牽引後の圧痛閾値は、仙腸関節で牽引側が上昇し、腸骨稜部で両側（牽引側・非牽引側）が上昇することが認められた。つまり、1kgf 牽引を施行した腰痛側の腰下肢部柔軟性が向上し、主観的腰痛感と牽引側と非牽引側の腰部圧痛閾値が改善した。したがって、1kgf 牽引は非特異的腰痛を保持している若年者の腰下肢柔軟性を向上させ、主観的腰痛感の改善に効果的であることが確認された。

研究課題 5 では、股関節マイクロ牽引による腰下肢柔軟性の向上が股関節外転力に及ぼす影響を明らかにするために、1kgf、10kgf 牽引前後の股関節外転力を検討した。その結果、1 kgf 牽引において股関節外転力が有意に向上した。しかし、10 kgf 牽引では股関節外転力に変化がみられなかった。よって、股関節マイクロ牽引において股関節の整合性が高まった結果、股関節周囲にある軟部組織のスティッフネスが軽減され、骨盤アライメントが中間位に改善することが示唆された。この骨盤アライメントの改善が外転筋力を向上させたと考えられる。

本研究の結果より、股関節マイクロ牽引の腰下肢部柔軟性の向上を客観的に示し、大腿部外側筋（大腿筋膜張筋部、外側広筋部）の筋硬度の低下は、腰下肢部柔軟性の制限因子を除去した結果であると考えられた。またこの作用機序は、脊髄  $\alpha$  運動ニューロンの興奮性を抑制することによるものではないことが明らかとなった。股関節のゆるみの肢位での低強度長軸牽引で股関節の整合性が高まることから、腰下肢部柔軟性向上の要因の一つとして考えられた。股関節マイクロ牽引による腰下肢部柔軟性の向上は、非特異的腰痛保持者の腰痛症状を改善させることが明らかとなった。腰痛保持者の股関節可動域は制限されていることが多いことから、腰下肢部柔軟性の向上が腰痛

症状を軽減させると考えられた。また股関節マイクロ牽引で股関節の整合性が高まった結果、股関節周囲筋のスティッフネスが軽減され、骨盤アライメントが中間位に改善し、外転筋力を向上させたと考えられた。

## 第2節 研究成果の応用

股関節マイクロ牽引（1 kgf 牽引）は、腰下肢部柔軟性を向上させることから、腰下肢部柔軟性制限が原因で生じている股関節機能障害やその随伴症状に対して効果があると考えられる。また股関節周囲筋では特に大腿部外側筋の大腿筋膜張筋と外側広筋に弛緩作用が認められたことから、大腿骨と骨盤を連結している筋群にも影響していると考えられる。このことは、骨盤アライメントの適正化にもつながり、筋疲労や過緊張による筋肉のハリや違和感を改善させ、股関節と膝関節コンディショニングに応用できることが推察される。

股関節マイクロ牽引が臨床的に最も貢献できると考えられるのは、本研究で示された非特異的腰痛者への効果である。非特異的腰痛患者は多くその原因は不明であることから、適切な治療が施されていない患者が多い。股関節マイクロ牽引は、低牽引で牽引時間も短く、痛みも伴わないため、腰痛患者にとって負担が少ない。このことから非特異的腰痛の効果的な治療法として臨床で用いられることが期待される。

また股関節マイクロ牽引による関節可動域制限因子の除去が、股関節外転力を向上させることが示された。股関節外転力は、歩行動作における骨盤安定性と関連していることから、日常生活の移動能力が改善する可能性があることが考えられる。

股関節マイクロ牽引（1 kgf 牽引）の利点は、患者が牽引されていることをほとんど感じておらず、患者のリラックス状態のまま牽引が施行でき、非常に負担が少なく、安全に用いることが出来ることである。よってこれからの医療の中でのリハビリテーションや、治療への応用が期待できる。

### 第3節 今後の課題

下肢の質量や長さが変わる場合、股関節にかかる関節トルクに差異が出ることから、股関節マイクロ牽引の効果を定量的に評価するために、作用点における応力の推定などの力学的検討が必要である。本研究では、股関節マイクロ牽引が $\alpha$ 運動ニューロンの興奮性に影響を及ぼさなかったことが示された。しかし牽引中に $\alpha$ 運動ニューロンの興奮性について評価していない問題点があり、牽引中に検討することが必要である。

股関節筋力の検討について、股関節外転力に及ぼす影響のみであったが、股関節屈曲・伸展力や内旋・外旋筋力についても評価することが必要である。さらに、静的な身体機能だけでは不十分であり、歩行動作などの動的な身体機能へ及ぼす影響の検討も必要である。そして、腰痛患者の歩行能力に及ぼす影響の検討など、実際の有訴者に対する身体機能に及ぼす影響の検証が求められる。また、本研究では腰痛症状の即時効果のみを検討したが、縦断的に1週間後、2週間後に評価を行うことが必要である。また股関節マイクロ牽引の負担の少ない利点を活かすために、高齢者に対して検討を行うことが求められる。これらの検討を行うことで医療の中でのリハビリテーションや、治療への応用がさらに期待できる。

## 謝辞

本論文の作成にあたり，指導教員である加藤雄一郎教授には終始懇切丁寧なご指導を賜りました。心より深く感謝の意を表します。また，鶴澤和宏教授，尾藤何時夢教授には，副査として貴重な御助言をいただきました。厚く御礼申し上げます。

さらに，東亜大学大学院人間科学専攻の諸先生方には，様々な御指導，御助言を頂きました。心より深く感謝いたします。

また，股関節マイクロ牽引法の考案者であり，私の治療家としての師匠である伯父の宝塚医療大学の中川貴雄教授には，私を1人前の治療家に育てていただき，様々な御助言を頂き，厚く御礼申し上げます。

そして，本研究を遂行するにあたり，被験者としてご協力して頂いた皆様に深く感謝いたします。

この論文を書き終えることができたのは，皆様の励ましの言葉のおかげです。お世話になった全ての方々に謝意を表します。

最後に，長年にわたり学生生活を支えてくれた家族に感謝します。これからもマイクロ牽引法をはじめ，徒手療法の研究を継続し，社会に貢献できるよう精進していきたいと思います。

## 文献

- 阿部 均, 月村泰規, 高田直樹, 竹島昌栄, 島村知里, 岩本 潤, 若野紘一. (1999). アメリカンフットボールとラグビー選手における腰周辺のタイトネスと腰痛発生について. 日本臨床スポーツ医学会誌, 7, 251-254.
- 阿部 均, 月村泰規, 竹島昌栄, 若野紘一. (2002). アメリカンフットボール, ラグビー選手における腰部メディカルチェックについて. 臨床スポーツ医学, 19, 1451-1455.
- 荒川高光. (2009). 臨床に役立つ股関節(臀筋群)の機能解剖学. 関西総合リハビリテーション専門学校紀要, 2, 2-10.
- Bard, G., & Jones, M.D. (1964). Cineradiographic recording of traction of the cervical spine. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 45, 403-406.
- Battie, M.C., Chirkin, D.C., Dunn, R., Ciol, M. A., & Wheeler, K. J. (1994). Managing low back pain: attitudes and treatment preferences of physical therapists. *Physical Therapy*, 74, 219-226.
- Beurskens, A. J., de Vet, H. C., Köke, A. J., Regtop, W., van der Heijden, Geert, J., Lindeman, E., & Knipschild, P. G. (1997). Efficacy of traction for nonspecific low back pain: 12-week and 6-month results of a randomized clinical trial. *Spine*, 22, 2756-2762.
- Bohannon, R. W. (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age Ageing*, 26, 15-19.
- Cameron, M.H. (2010). 物理療法と使用法の紹介 (渡部一郎(訳)). *EBM 物理療法*, 3, 医歯薬出版
- Chang, W. D., Lin, H. Y., & Lai, P. T. (2012). Comparison of Blood Pressure and Heart Rate Variability in Saunders Cervical Traction at Three Different Forces. *Journal of Physical Therapy Science*, 24, 509-514.

- Cherkin, D. C, Deyo, R. A., Wheeler, K., & Ciol, M. A. (1995). Physician views about treating low back pain: the results of a national survey. *Spine*, 20, 1-9.
- Deyo, R. A., Rainvill J., & Kent, D.L. (1992). What can the history and physical examination tell us about low back pain? *JAMA*, 286, 760-765.
- 土井眞里亜, 浦辺幸夫, 山中悠紀, 野村真嗣, 神谷奈津美. (2010). 静的および動的ストレッチング後に生じる足関節可動域と筋力の経時的変化. *理学療法科学* 25, 785-789.
- Eisen, A., & Odusote, K. (1979). Amplitude of the F-wave : A potentiak means of documenting spasticity. *Neurology*, 29, 1306-1309.
- Ekedahl, K. H., Jönsson, B. R., & Frobel, B. (2010). Validity of the fingertip to floor test and straight leg raising test in patients with acute and subacute low back pain : a comparison by sex and radicular pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91, 1243-1247.
- Foster, N. E., Thompson, K. A., Baxter, G. D., & Allen, J. M. (1999). Management of nonspecific low back pain by physiotherapists in Britain and Ireland : a descriptive questionnaire of current clinical practice. *Spine*, 24, 1332-1342.
- 藤谷 亮, 岩崎 大, 岡田拓郎, 七里元基, 来田宜幸, 野村照夫. (2017), 異なる座位姿勢が体幹・股関節筋活動に与える影響, *理学療法湖都*, 36, p.34-39.
- 藤原哲司. (2004). *筋電図・誘発筋電マニュアル*(4). 金芳堂.
- 福本貴典, 橋本雅至, 田頭悟志, 板矢悠祐, 井上直人, 木下和昭, 大槻伸吾. (2014). 股関節可動域, 下肢筋タイトネスの経時的変化が運動時腰痛に及ぼす影響. *日本臨床スポーツ医学会誌*, 22(3), 481-487.
- Gajdosik, R. L., & Bohannon, R. W. (1987). Clinical measurement of range of motion. *Physical Therapy*, 67, 1867-1872.

- Goldie, I. F., & Reichmann, S. (1977). The biomechanical influence of traction on the cervical spine. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 9, 31-34.
- Halbertsma, J. P., Mulder, I., Göeken, L. N., & Eisma, W. H. (1997). Repeated passive stretching. (1997). Acute effect on the passive muscle and extensibility of short hamstrings: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 407-414.
- 橋本広徳, 鈴木 哲, 石川 衛, 荻田哲也, 松浦晃宏. (2017). 下腿三頭筋に対するクールダウンとして実施されている 2 種類の運動が脊髄興奮性に与える影響. *理学療法科学* 32, 483-486.
- 檜山明彦, 渡辺雅彦, 佐藤正人, 酒井大輔, 加藤裕幸, 持田讓治. (2016). 腰痛患者における下肢症状の有無が QOL に与える影響について. *東日本整形災害外科学会雑誌* 28, 1-5.
- Hiraoka, K., & Nagata, A. (1998). Modulation of the Flexor Carpi Radialis H Reflex Induced by Cervical Traction. *Journal of Physical Therapy Science*, 10, 41-45.
- 廣瀬和彦. (2007). 筋電図判読テキスト, 154-155.
- Hoeksma, H. L., Dekker, J., Runday, H. K., Heering, A., van der Lubbe N., Vel C., Breedveld, F. C., & van den Ende C. H. (2004). Comparison of manual therapy and exercise therapy in osteoarthritis of the hip: a randomized clinical trial. *Arthritis Rheum*, 51, 722-729.
- Hoffman, P. (1910). Beitrage zur Kenntnis der menschlichen reflexe mit besonderer Berucksichtigung der elektrischen Erscheinungen. *Arch F Physiol*, 1, 223-256.
- Hyun, J. K., Lee, J. Y., Lee, S. J., & Jeon, J. Y. (2007). Asymmetric atrophy of multifidus muscle in patients with unilateral lumbosacral radiculopathy. *Spine*, 32, 598-602.

- 細川忠義, 和才嘉昭, 服部一郎. (1984). リハビリテーション技術全書, 医学書院, 243-257.
- 井上直人, 橋本雅至, 古川博章, 田頭悟志, 木下和昭, 大槻伸吾. (2013). 高校生サッカー選手の運動時の腰痛について: 股関節可動性と周囲筋タイトネスの検討. 日本臨床スポーツ医学会誌, 21, 5-10.
- 伊藤不二夫, 木下喬博. (1985). 頸椎牽引における角度因子. 総合リハビリテーション, 13, 213-218.
- 伊藤直榮. 細田多穂, 柳澤 健. (1991). 理学療法ハンドブック. 協同医薬出版社, 1197-1205.
- 伊藤友一, 平本典利. (2002). 高齢者の腰下肢痛に関する調査研究. 日本腰痛学会雑誌, 8, 115-119.
- 市橋則明, 建内宏重. (2017). 身体運動学: 関節の制御機構と筋機能. メジカルビュー社, 194-213.
- 泉 重樹, 宮川俊平, 宮本俊和. (2007). 大学ボクシング選手の腰痛と身体特性の検討. 体力科学 56, 2, 203-213.
- Jackson, R. (1977). The cervical syndrome. 4th ed. Charles C. Thomas, 284-297.
- 柏木智一, 横山 徹, 畠山 優, 阿部 寛子, 豊口 卓, 石川大瑛, 伊藤麻子, 山内紗貴子, 本間昌大, 笹島真人. (2015). 腰部脊柱管狭窄症の術後 6 ヶ月の歩行能力と QOL. 東北理学療法学, 27, 18-22.
- 鎌田哲彰, 岡田恭司, 若狭正彦, 斉藤 明, 木元 稔. (2016). 8 秒間の静的ストレッチングで大腿直筋の柔軟性が向上し筋力は維持される. 理学療法科学, 31, 811-814.
- 木元裕介, 進藤 伸一. (2011). ハムストリングスに対するスタティックストレッチングが筋力と関節可動域に与える影響の時間的变化. 秋田大学大学院医学系研究科保健学専攻紀要, 19, 127-133.

- 木村篤史, 松本和久, 池内隆治. (2007). 運動負荷後のストレッチングが筋硬度に及ぼす影響. 明治鍼灸医学, 40, 29-37.
- 金原一宏, 菅原仁, 坂口光晴, 中川 仁, 太箸俊宏. (2005). 腰椎分節可動性に及ぼす腰椎間歇牽引の効果: 高牽引力と低牽引力による比較から. 日本物理療法学会会誌, 12, 31-35.
- Koes, B. W., Bouter, L.M., Van Mameren H., Essers, A. H., Verstegen, G. M., Hofhuizen, D. M., Houben, J. P., & Knipschild, P. G. (1992a). Randomised clinical trial of manipulative therapy and physiotherapy for persistent back and neck complains: Results of one year follow up. British Medical Journal, 304, 601-605.
- Koes, B.W., Bouter, L. M., Van Mameren H., Essers, A. H., Verstegen, G. M., Hofhuizen, D. M., Houben, J. P., & Knipschild, P. G. (1992b). The effectiveness of manual therapy, physiotherapy, and treatment by the general practitioner for nonspecific back and neck complains. Spine, 17, 28-35.
- 小松義成. (1988). 痙性対麻痺の F 波. 臨床脳波, 30, 12-15.
- 小山貴之, 柳澤 健, 相澤純也. (2007). 上肢関節牽引がヒラメ筋 H 波に及ぼす影響. 日本保健科学学会誌, 10, 168-173.
- 国安勝司, 古我知成. (2007). 頸椎間歇牽引が頸部組織血流量と表面筋電図に及ぼす影響. 川崎医療福祉学会誌, 17, 129-133.
- 国安勝司. (2013). 頸椎間歇牽引が頸部筋の筋硬度に与える影響: 筋硬度計および超音波診断装置を用いた評価. 川崎医療福祉学会誌, 23, 95-100.
- Larsson, U., Chöler, U., Lidström, A., Lind, G., Nachemson, A., Nilsson, B., & Roslund, J. (1980). Autotractor for treatment of lumbago-sciatica. A multicentre controlled investigation. Acta Orthopaedica Scandinavica, 51, 791-798.

- Lee, S. W., & Kim, S. Y. (2015). Effects of hip exercises for chronic low-back pain patients with lumbar instability. *Journal of Physical Therapy Science*, 27, 345-348.
- 牧野直美, 廣田 誼, 綿谷美佐子, 村井 健, 青木喜満. (2006). 男子中学生サッカー選手の手の1年間の下肢関節可動域と筋柔軟性の調査. *北海道理学療法*, 23, 87-91.
- Magee, J. D. (2008). *Orthopedic Physical Assessment*, Saunders, 5, 54-55.
- Matsuo, S., Suzuki, S., Iwata, M., Banno, Y., Asai, Y., Tsuchida, W. & Inoue, T. (2013). Acute effects of different stretching durations on passive torque, mobility, and isometric muscle force. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27, 3367-3376.
- Mennell, J. M. (1964). *Joint Pain*. Little Brown and Company, p.130.
- 道山典功, 久米正志. (1997). 臨床実習活動における論理分析の利用. *理学療法学*, 24, 172.
- 村木里志, 福田 修, 福元清剛. (2009). 超音波粘弾性計測装置を用いた筋力評価の有効性の検討, *デサントスポーツ科*, 30, 105-113.
- 宮前珠子, 小川恵子. (1978). 関節可動テストの信頼性. *理・作・療法*, 12, 139-144.
- 森本忠嗣. (2008). Straight Leg Raising test (SLR テスト) の定義の文献的検討. *日本腰痛会誌*, 14, 96-101.
- 森山和幸, 渡辺英夫, 浅見豊子. (1992). 腰椎椎間板ヘルニアに対する骨盤持続牽引の効果について. *理学診療*, 3, 30-33.
- 松原貴子, 三木明德. (1999). ヒト大臀筋における筋線維の配列と停止. *神戸大学医学部保健学科紀要*, 15, 49-54.
- 中川達雄, 中川貴雄, 佐藤憲三, 大木琢也. (2013). 股関節マイクロ牽引法が脊柱可動域に及ぼす影響: マイクロ牽引法の有用性 第3報. *日本カイロプラクティック徒手医学会誌*, 14, 42-49.

- 中川達雄, 佐藤憲三, 角谷和幸, 中川貴雄. (2011). 股関節マイクロ牽引法が関節可動域に及ぼす影響. 日本カイロプラクティック徒手医学会誌, 12, 52-57.
- 中川達雄, 佐藤憲三, 中川貴雄. (2012). 股関節マイクロ牽引法が体幹の前屈可動域に及ぼす影響. 日本カイロプラクティック徒手医学会誌, 13, 43-49.
- 中村浩一, 兒玉隆之, 向野義人, 鈴木重行, 福良剛志, 大和千絵. (2014). ヒラメ筋に対するストレッチング効果の筋電図学的解析. ヘルスプロモーション理学療法研究, 4, 125-128.
- 中村雅俊, 池添冬芽, 武野陽平, 大塚直輝, 市橋則明. (2013). 筋硬度計で測定した筋のスティフネスと受動的トルクおよび筋の伸張量の関連性. 理学療法学, 4, 193-199.
- 中村隆一, 齋藤 宏, 長崎 浩. (2007). 基礎運動学. 医歯薬出版, 6, 377-382.
- 梨本智史, 渡辺博史, 松岡 潤, 地濃勇介, 古賀良生. (2012). 筋硬度計を用いた静的ストレッチング時間とその効果についての検討, スポーツ障害, 17, 37-39.
- Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 40, 82-94.
- 日本整形外科学会・日本腰痛学会. (2012). 腰痛診療ガイドライン 2012, 南江堂, 13.
- 日本整形外科学会理学診療委員会. (2001). 骨関節疾患に対する保存療法（理学療法, 作業療法, 物理療法）の実態調査報告, 日整会誌, 75, 211-241.
- 西 美咲, 菊池礼乃, 神谷晃央. (2011). 前額面における骨盤傾斜角度が股関節外転筋力に及ぼす影響. 理学療法科学, 26, p.475-478.
- 西上智彦, 若松志帆, 榎 勇人, 中尾聡志, 芥川知彰, 石田健司, 谷 俊一. (2009). 両側変形性股関節症に対して片側人工股関節置換術を施行した症例の非術側に股関節牽引療法を行った効果について. 理学療法科学, 24, 613-615.
- Nosee, L. J. (1978). Inverted spinal traction, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 59, 367-370.

- 小田桂吾, 斉藤秀之, 田中直樹, 田中利和, 金森章浩. (2002). 高校ラグビー選手の柔軟性と腰痛の関連性について. 日本臨床スポーツ医学会誌, 10, 519-523.
- 岡山裕美, 鶴池柁叡, 大工谷新一. (2015). ダイナミックストレッチ前後の関節可動域, 最大筋力, 表面筋電図の変化. 理学療法科, 30, 897-901.
- 岡崎清二, 秋田定男, 今江道宣. (1969). 頸肩腕症候群に対する頸部牽引療法について. 整形外科, 20, 900-905.
- 小野武也, 青山 宏, 駒沢治夫, 大島義彦. (2000). 足関節背屈可動域の測定誤差に関する検討. 山形保健医療研究, 3, 55-57.
- Quebec Task Force on Spinal Disorders. (1987). Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders: a monograph for clinicians. Spine, 12, 1-59.
- Robertson, C. T., Kitano, K., Koceja, D. M., & Riley, Z. A. (2012). Temporal depression of the soleus H-reflex during passive stretch. Experimental Brain Research, 219, 217-225.
- 佐藤勝彦, 菊池巨一. (2000). 椎間板内圧から見た頸椎退行性疾患に対する頸椎牽引の治療効果の検討. 運動・物理療法, 11, 318-323.
- 佐藤奈津子. (2006). SLR を応用した腰痛治療の評価法. 日本カイロプラクティック徒手医学会誌, 7, 35-38.
- 澤田 出. (1996). 頸椎介達牽引時における頸部周囲筋の反応に関する研究. 中部日本整形外科災害外科学会, 39, 26-36.
- Schiller, H. H., & Stalberg, E. (1978). F responses studied with single fibre EMG in normal subjects and Spastic patient. Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 41, 45-53.
- 白土 修. (2013). 非特異的腰痛で知っておきたいこと: 治療 運動療法・理学療法. Orthopaedics, 26, 12, 57-65.

- 重島晃史, 坂上 昇, 山本 巖. (2007). 高知県理学療法, 14, 45-50.
- Skyba, D. A., Radhakrishnan, R., Rohlwing, J. J., Wright, A., & Sluka, K. A. (2003). Joint manipulation reduces hyperalgesia by activation of monoamine receptors but not opioid or GABA receptors in the spinal cord. *Pain*, 106, 159-168.
- 添田幸秀, 菊池巨一, 矢吹省司. (2006). 物理療法による腰椎部脊柱起立筋内の循環動態の変化. *日本腰痛会誌*, 12, 162-166.
- 菅原 仁, 金原一宏. (2006). 腰椎機械牽引療法による関節可動性増加のための適切な牽引力の検討. *浜松リハビリテーション研究会学術誌*, 1, 25-30.
- 洲川明久, 石神重信. (1996). 関節可動域測定, 徒手筋力検査, 別冊リハビリテーションにおける評価. *医歯薬出版*, 77-88.
- Strong, J., Anita, M. U., Anthony Wright, G. David Baxter. (2002). *Pain. A Textbook for Therapists*, Churchill Livingstone Elsevier Science Limited, 146-148.
- 鈴木重行. (2013). 理学療法のグローバル・スタンダード: ストレッチングの科学的検証. *理学療法学*, 40, 8, 503-507.
- 鈴木俊明, 才藤栄一. (2000). 誘発筋電図検査(F波, H波)の検査方法に関するガイドライン 国際臨床神経生理学会の報告から. *理学療法科学*, 15, 187-192.
- Song, Y., Ito, H., Kourtis, L., Safran, M. R., Carter, D. R. & Giori, N. J. (2012). Articular cartilage friction increases in hip joints after the removal of acetabular labrum. *Journal of Biomechanics*, 45, 524-530.
- Thomas, W. M. (松下松雄 (訳)). (2009). *アナトミー・トレイン*. 医学書院, 36-68.
- 鳥巢岳彦, 中村利孝, 内田淳正, 国分正一, 松野丈夫. (2005). 標準整形外科学. *医学書院*, 9, 781.

- 対馬栄輝. (2002). 股関節屈曲・伸展位における股関節回旋角度の違いが股関節外転筋力値に及ぼす影響. 理学療法学, 29, 14-18.
- 対馬栄輝. (2001). 股関節屈曲・伸展角度の違いによる股関節外転筋力値の変化, 理学療法学, 28, 9-13.
- 生方 瞳, 霍 明, 丸山仁司. (2014). 慢性腰痛症における多裂筋筋硬度の左右差について. 理学療法科学, 29, 101-104.
- 魚住廣信. (2005). ストレッチングと競技パフォーマンス. からだの科学, 2005, 245, 41-44.
- van der Heijden G. J., Beurskens, A. J., Koes, B. W., Assendelft, W.J., De Vet H. C., & Bouter, L. M.(1995). The efficacy of traction for back and neck pain: A systematic, blinded review of randomized clinical trial methods. Physical Therapy, 75, 93-104.
- van Tulder M. W., Koes, B. W., & Bouter, L.M. (1997). Conservative treatment of acute and chronic nonspecific low back pain. A systematic review of randomized controlled trials of the most common interventions. Spine, 22, 2128-2156.
- Wilmer, H. A., & Elkins, E. C. (1947). An optical goniometer for observing range of motion of joints. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 28, 695.
- 山田 実, 平田総一郎, 小野 玲. (2004). 健常若年女性における骨盤傾斜角度変化と股関節外転トルクの関係. 理学療法学, 31, 397-401.
- 山崎信寿.(1987).関節可動域の計測手法とその問題点. バイオメカニズム学会誌, 11, 3-8.
- 山之内直也, 浅見豊子. (2011). 物理療法のエビデンスと実践: 牽引療法. Journal of Clinical Rehabilitation, 20,1155-1159.

- 柳澤 健. (2009). 理学療法ゴールドマスターテキスト 3 物理療法学. メジカルビュー社, 123-130.
- Weir, D. E., Tingley, J., & Elder, G. C. (2005). Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. *European Journal of Applied Physiology*, 93, 614-623.
- Yokota, T., Shimazu, T., Hayashi, H., Hirose, K., & Tanabe, H. (1992). F-response during cataplexy. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 55, 75-76.
- 吉村和代, 津田拓郎, 曾田武史, 矢倉千昭. (2008). 腰痛における多裂筋と最長筋の筋硬度. 国際医療福祉大学福岡リハビリテーション学部紀要, 4, 47-50.
- 吉田 徹, 見松健太郎. (2005). 急性腰痛(ぎっくり腰)に対する治療: 90-90 牽引療法を中心に. *Monthly Book Orthopaedics*, 18, 37-45.
- 吉崎邦夫, 遠藤敏裕, 宇都宮雅博, 黒岩千晴, 藤原孝之, 藤本哲也, 山本 巖, (2006). 下腿三頭筋の他動的ストレッチによる脊髄興奮準位への影響について: 反対側のヒラメ筋 H 波の変動. *日本生理人類学会誌*, 11, 3, 119-122 .
- 矢吹省司, 菊池巨一, 添田幸英. (2005). 腰痛症に対する理学療法. *日本腰痛会誌*, 11, 97-101.